F. Pauwels

Biomécanique de l'appareil moteur

Contributions à l'étude de l'anatomie fonctionnelle



Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York

F. Pauwels

Biomécanique de l'appareil moteur

Contributions à l'étude de l'anatomie fonctionnelle

Traduit de l'allemand, entièrement revu et complété, comprenant sept nouveaux chapitres

Traduit par P. G. Maquet

Avec 733 figures

Springer-Verlag
Berlin Heidelberg New York 1979

Professeur FRIEDRICH PAUWELS
Dr. med., Dr. med. h. c., Dr.-Ing. E. h., Chirurgien orthopédiste, Zweiweiherweg 3, D-5100 Aachen

Traducteur:
Docteur PAUL G. J. MAQUET
Chirurgien orthopédiste, 25 Thier Bosset
B-4070 Aywaille

Traduction de l'édition allemande, 1965: Entièrement revu et complété, comprenant sept nouveaux chapitres
Gesammelte Abhandlungen zur Funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates
ISBN 3-540-03381-5 Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
ISBN 0-387-03381-5 Springer-Verlag New York Heidelberg Berlin

ISBN 3-540-09130-0 Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
ISBN 0-387-09130-0 Springer-Verlag New York Heidelberg Berlin

Library of Congress Cataloging in Publication Data. Pauwels, Friedrich. Biomécanique de l'appareil moteur. Translation of Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Bibliography: p. 1. Animal mechanics. 2. Extremities (Anatomy) I. Title. QP303.-P314 612'.76 79-10320

Composition, impression et reliure: Konrad Triltsch, Graphischer Betrieb, D-8700 Würzburg
2124/3130-543210

Avant-propos

Ce livre contient presque exclusivement des recherches anatomiques. Celles-ci résultent cependant de questions posées par la clinique. Finalement elles sont aussi destinées aux praticiens. Leur succession chronologique permet de suivre pas à pas le développement des connaissances théoriques et l'éloignement progressif des anciennes conceptions.

Spécialement en chirurgie orthopédique, un traitement consciencieux n'est pas possible sans des connaissances anatomiques solides, particulièrement sans idée des corrélations fonctionnelles. W. ROUX l'avait déjà montré. C'est de ce point de vue qu'il voulait voir considérer ses travaux d'anatomie fonctionnelle. Il s'était surtout attaché à définir une théorie unitaire de l'adaptation fonctionnelle. Il était donc logique de partir de la théorie de ROUX.

Nos propres recherches parurent d'abord, tout au moins en partie, corroborer les propositions de ROUX. Ceci s'exprime encore dans la monographie concernant la fracture du col fémoral. Dans la suite, il apparut que St. KROMPECHER avait fait un pas en avant en ce qui concerne la chondrogenèse lorsqu'il abandonna le cisaillement postulé par ROUX et ne retint que la compression comme stimulus efficace de la formation de cartilage. La recherche concernant la guérison des fractures s'appuie en partie sur cette théorie de KROMPECHER alors nouvelle. Enfin les découvertes se multiplièrent qui ne pouvaient plus s'expliquer même par cette conception, ne différant que peu des anciennes théories (J. WOLFF, W. ROUX, W. GEBHARDT, H. TRIEPEL, A. BENNINGHOFF). En même temps il apparaissait évident que l'ensemble de la construction classique avait été édifié sur des bases mécaniques peu claires et souvent complètement fausses. Entre-temps, l'application de méthodes de recherche améliorées, comme la photo-élasticité, offrit la possibilité, bienvenue, de vérifier les explications théoriques par des expériences sur modèles. Il m'apparut ainsi justifié de vérifier aussi les problèmes qui paraissaient résolus. Ce fut le cas pour l'analyse d'une ankylose du genou que ROUX avait effectuée sur une préparation de WOLFF.

En des points importants, la nouvelle conception s'écarte considérablement du tableau classique jusqu'à présent. Il ne s'agit pas uniquement d'une théorie abstraite. Ses multiples et fructueuses applications cliniques le prouvent. Comme toute nouvelle théorie qui à juste titre remplace une ancienne, les conceptions exposées ici permettent d'expliquer un plus grand nombre de faits en se basant sur des hypothèses moins nombreuses. De nombreuses observations peuvent le démontrer.

Je dois remercier Monsieur l'ingénieur NORBERT HERMES, un élève de G. MESSMER, pour l'introduction à la méthode difficile de la photo-élasticité, de même que pour l'exécution de très nombreux calculs permettant la solution de problèmes statiques compliqués.

Aix-la-Chapelle, novembre 1964. FRIEDRICH PAUWELS

Table des matières

1. La fracture du col du fémur. Un problème mécanique

Bases du processus de guérison. Pronostic et thérapeutique causale *

Avec 186 figures

Première partie

Cette étude devrait contribuer à résoudre le problème de la fracture du col du fémur. L'idée directrice en est la reconnaissance du fait que des forces mécaniques peuvent exercer une influence décisive sur la biologie du tissu osseux. La guérison d'une fracture n'est alors possible que si, à chaque stade de l'évolution, la capacité de résistance mécanique du tissu de régénération suffit à faire face à la sollicitation mécanique. C'est sur la même notion que se base la définition de la pseudarthrose, que donne WALTER MÜLLER [1]: «l'état de pseudarthrose est le résultat d'une disproportion entre la capacité qu'a l'os de former du cal et les excitations mécaniques».

La particularité de la fracture du col du fémur

Parmi les fractures, celle du col du fémur occupe une position particulière, caractérisée tout d'abord par son peu de tendance à la guérison. Jusqu'il y a peu de temps, on se demandait même si la fracture sous-capitale pouvait guérir par liaison osseuse. Un questionnaire à ce sujet, que SENN envoya à des chirurgiens anglais, français, allemands et suisses (1904) n'apporta que 27 réponses affirmatives et 18 négatives. Les résultats étaient tellement insatisfaisants qu'en 1924 encore, l'excision immédiate de la tête était considérée comme la méthode de choix pour les fractures médio-cervicales du fémur dans les cliniques chirurgicales de Tübingen, Rostock et Francfort «pour prévenir la longue attente d'une guérison extrêmement problématique». Il s'agit d'un point de vue discutable vis-à-vis d'une fracture qui représente 7% de l'ensemble des fractures. Actuellement, grâce aux recherches histologiques de SCHMORL, LINDEMANN et d'autres [2], nous savons que la fracture sous-capitale du fémur est capable de guérir par liaison osseuse et l'on peut s'attendre à une guérison osseuse dans un grand pourcentage des cas. Mais même encore aujourd'hui, malgré l'amélioration des méthodes de traitement, la fracture du col du fémur est grevée d'un pourcentage de pseudarthroses plus élevé que n'importe quelle autre.

La position à juste titre pessimiste vis-à-vis de la fracture du col fémoral ne se base pas uniquement sur le peu de tendance de cette fracture à la guérison. Elle s'appuie aussi et surtout sur un fait d'expérience: les résultats présentent une disparité énigmatique et apparemment arbitraire, semblant contredire toutes les notions acquises lors du traitement des autres fractures. A côté d'une série de magnifiques guérisons anatomiques et fonctionnelles, même au-delà de 70 et 80 ans, on observe des cas où, malgré une réduction radiographiquement idéale de la fracture et une immobilisation prolongée, la consolidation ne se produit pas. C'est, comme le dit

* En mémoire d'ALFRED SCHANZ. Supplément à Z. Orthop. Chir. 63 (1935).

[1] MÜLLER, W.: Die normale und pathologische Physiologie des Knochens. Leipzig 1924.

[2] SCHMORL: Die pathologische Anatomie der Schenkelhalsfraktur. Münch. med. Wochenschr. 1924, Nr. 40. LINDEMANN: Beiträge zur Frage der periostalen Callusbildung bei Schenkelhalsfrakturen unter Mitteilung eines anatomisch geheilten Falles von medialer Schenkelhalsfraktur. Deutsch. Zeitschr. f. Chir. Vol. 214, 1929.

très justement Henschen [3], l'aléa et la particularité de la fracture du col fémoral. De l'ostéomalacie, des angulations, des déformations de l'extrémité supérieure du fémur, des pseudarthroses serrées ou des néo-articulations font en vain attendre durant des mois un bon résultat. Par ailleurs, comme le montre l'expérience clinique, l'évolution vers la guérison de la fracture du col fémoral présente, par rapport à celle des autres fractures, des différences jusqu'à présent incompréhensibles. La résorption considérable des extrémités fracturaires si souvent observée lui est particulière et même typique. Il s'agit de la disparition partielle ou complète du col fémoral, observée dans un grand nombre de cas, même lorsque la fracture a été idéalement réduite et traitée soigneusement. Il est frappant de constater que l'engrènement des fragments n'entraîne pas nécessairement un pronostic nettement favorable, contrairement aux autres fractures. D'autre part, la mise en charge en plâtre de marche, qui s'est avérée un moyen efficace pour favoriser la formation retardée du cal, non seulement échoue le plus souvent dans la fracture du col du fémur mais elle accélère au contraire la formation d'une pseudarthrose. Peut-être même la provoque-t-elle. On ne comprend pas non plus que la fracture dite en abduction guérisse toujours par liaison osseuse, dans beaucoup de cas même chez des patients très âgés, et cela sans traitement, alors que, d'un autre côté, la fracture en adduction n'arrive à la guérison osseuse qu'exceptionnellement, même avec les méthodes de traitement reconnues comme les meilleures. Les différents états finaux des anciennes fractures du col fémoral ne permettent pas non plus une conclusion unitaire. On n'explique pas pourquoi, lorsque la guérison osseuse n'a pas été obtenue, le résultat terminal est une fois une liaison fibreuse plus ou moins serrée, une autre fois une vraie néo-articulation. Il semble aussi mystérieux qu'une fracture d'abord «guérie» évolue ensuite vers la pseudarthrose ou la néo-articulation, souvent même après plusieurs mois. Inversement, une pseudarthrose peut encore guérir par liaison osseuse après des mois ou même des années, sans traitement et sans cause connue jusqu'à présent.

L'insuffisance des connaissances actuelles concernant le mode particulier de guérison

Les mauvais résultats et l'évolution disparate de la fracture du col du fémur, d'après nos connaissances actuelles, sont attribués avant tout à une formation retardée et insuffisante du cal, c.-à-d. à une faiblesse du tissu de régénération osseux, dont la cause première se trouve dans la situation biologique particulière de la fracture du col. Cette conception semble juste. Comme l'ont démontré les recherches décisives de Frangenheim, Schmorl, Bonn, Hesse et d'autres [4], la formation de cal dans la fracture du col s'écarte de ce qu'elle est dans d'autres fractures par des points essentiels. Tout d'abord, dans la fracture du col, il n'y a pas de cal périostique. C'est lui qui, dans les autres fractures, constitue la masse la plus importante du cal. Même les portions du col fémoral recouvertes de périoste ne montrent pratiquement pas de tendance à la formation de cal (Hesse). Schmorl insiste expressément sur le fait qu'il ne put mettre en évidence une formation notable de cal périostique dans aucune de ses nombreuses préparations histologiques, qu'il s'agisse de fractures intra- ou extracapsulaires. La guérison osseuse ne peut donc s'effectuer que par la formation de cal endostal. Comparé au cal périostique, le cal médullaire ne se forme que lentement. Il n'a pas de tendance à proliférer et, par conséquent, n'a qu'une possibilité de développement limitée dans l'espace du fait de l'exiguïté de l'espace médullaire. Souvent son développement est encore entravé par les séquelles du traumatisme subi par la moelle. En outre, au moins dans une partie des cas, la formation du cal médullaire peut encore être

[3] Henschen: Behandlung der medialen Schenkelhalsbrüche durch femoropelvine Auffädelungsverschraubung. Die med. Welt. 1933. Nr. 14.

[4] Frangenheim: Studien über Schenkelhalsfrakturen und die Vorgänge bei ihrer Heilung. Deutsch. Zeitschr. f. Chir. Vol. 83, 1906. Bonn: Zur Frage der knöchernen Heilungsfähigkeit subkapitaler Schenkelhalsfrakturen. Arch. f. klin. Chir. Vol. 128, 1924 et Vol. 134, 1925. Hesse: Zur pathologischen Anatomie der Schenkelhalsfraktur. Arch. f. klin. Chir. Vol. 134, 1925 – Hesse: Beitrag zur Anatomie und Therapie der Schenkelhalsbrüche, Deutsch. Zeitschr. f. Chir. Vol. 199, 1926.

empêchée de façon purement mécanique, par exemple par interposition de lambeaux de la capsule (FRANGENHEIM) ou par déplacement des fragments l'un par rapport à l'autre. Finalement, d'après la conception de BIER et ZIEGLER, il se peut encore que la synovine contenue dans le liquide synovial s'oppose à la guérison.

On considère donc à bon droit que le tissu de régénération de la fracture du col fémoral jouit d'une capacité de résistance considérablement moindre que celui d'autres fractures, aussi bien par son volume que par sa vitalité. Sa faiblesse ne suffit cependant pas à expliquer à elle seule la déficience et la variabilité de la tendance à la guérison que démontre l' expérience clinique. Parfois le tissu de régénération suffit à entraîner la guérison osseuse même dans des circonstances défavorables, par exemple chez des patients âgés. D'autres fois il n'y arrive pas malgré des conditions de développement favorables, comme par exemple chez des jeunes et malgré un traitement soigneux. On n'explique pas cette discordance. De même on ne comprend pas que, dans des fractures garantissant au tissu de régénération une même base biologique de développement, les résultats de la guérison soient souvent complètement opposés. De ce point de vue, le comportement arbitraire de la fracture engrenée est caractéristique. Bien que, dans ce cas, les conditions les plus favorables au développement du tissu de régénération soient rassemblées, nous observons souvent la formation de pseudarthrose sans que l'on puisse en expliquer la cause d'un point de vue biologique.

De même, des observations cliniques contredisent la conception avancée notamment par ANSCHÜTZ [5], d'après laquelle la cause première de la tendance déficiente et variable à la guérison doit être recherchée dans le traitement insuffisant de la fracture du col. Cette conception n'est pas valable. Cela ressort déjà du fait que mainte fracture du col fémoral, même chez des patients d'un âge avancé, guérit sans traitement et que, d'autre part, la formation d'une pseudarthrose ne peut être évitée dans des cas apparemment similaires survenant chez des jeunes, malgré un traitement soigneux et de longue durée.

La physiopathologie de la fracture du col fémoral présente donc en soi quelque chose de problématique. La cause première des mauvais résultats, et spécialement de l'évolution aléatoire et énigmatique de la guérison, reste inexpliquée jusqu'à présent bien que ce problème soit étudié depuis près de trente ans.

A première vue, on ne peut s'abstenir de reprocher une certaine unilatéralité aux recherches faites jusqu'à présent car ce n'est jamais que le facteur biologique, la qualité du tissu de régénération, qui est poussé à l'avant-plan. *On n'a pas remarqué qu'en général, pour la guérison d'une fracture, outre la qualité du tissu de régénération, l'action de forces mécaniques, c.-à-d. la sollicitation mécanique du tissu de régénération, revêt une importance décisive. Il faut précisément expliquer le facteur mécanique si l'on veut ramener le problème de la fracture du col fémoral à un commun dénominateur et expliquer l'évolution énigmatique de la guérison.*

Facteurs mécaniques lors de la guérison des fractures

Il est démontré que la guérison d'une fracture peut être influencée de façon décisive par des forces mécaniques. La sollicitation fonctionnelle ne constitue pas dans tous les cas un stimulus trophique pour les tissus, au sens de LAMARK. Au contraire, dans certaines circonstances, une sollicitation mécanique permanente, telle qu'elle est provoquée par la tension de la musculature en position couchée et par le poids du corps en station debout et lors de la marche, peut exercer une influence extrêmement nuisible sur la biologie du tissu osseux. Elle peut détruire aussi bien le tissu osseux arrivé à maturité que son tissu de régénération.

Tout d'abord, une sollicitation mécanique permanente exagérée peut provoquer un syndrome typique de fatigue de l'os sain et intact, appelé remaniement osseux aigu (MÜLLER), c.-à-d. finalement un affaiblissement local de l'os et une vraie pseudarthrose. Les recherches expérimentales de MARTIN,

[5] ANSCHÜTZ et PORTWICH : Prognose und Therapie der veralteten Schenkelhalsfraktur. Ergeb. d. Chir. u. Orthop. Vol. 20, 1927.

MÜLLER, WALTER et WILLICH [6] l'ont démontré. De même, sous l'effet d'une sollicitation mécanique permanente nuisible, le tissu de régénération osseux en formation à partir de son stade indifférencié, peut aussi évoluer finalement vers les mêmes types de tissus inadéquats, c.-à-d. en tissu fibreux et tissu cartilagineux. Enfin, si l'on admet que le tissu de formation de l'os est un tissu polyvalent, on comprend qu'il puisse se développer suivant différentes directions et arriver à maturité aussi bien comme tissu conjonctif que comme cartilage ou tissu osseux. Le produit final du développement n'est, dans chaque cas, du tissu osseux que si la vitalité du tissu de formation est adéquate et si sa possibilité de développement n'est pas perturbée. Mais des stimuli mécaniques permanents peuvent orienter le développement du tissu de formation. D'après la qualité du stimulus mécanique, le produit final du développement est constitué d'un des trois types possibles de tissus. Il peut donc se produire aussi bien de l'os que du tissu conjonctif et du cartilage. La différenciation des différents types de tissus doit être considérée comme une adaptation du tissu de formation à la fonction exigée de celui-ci, dans le sens de la loi de ROUX concernant l'action de l'adaptation fonctionnelle. D'après la théorie de ROUX, il faut attribuer l'effet suivant aux différents stimuli mécaniques.

La compression fonctionnelle, c.-à-d. une compression alternant périodiquement avec une absence de compression (LANGE, DUBOIS, JORES [7]) provoque la formation d'os et favorise celle d'un cal osseux de façon remarquable. Des forces de traction et de cisaillement produisent la formation de tissu conjonctif. Du frottement ou un mouvement de cisaillement entraînent l'apparition d'une fente et provoquent la formation de tissu cartilagineux sur les surfaces frottant l'une contre l'autre. *D'après la loi de Roux, la sollicitation fonctionnelle en compression favorise donc la formation de cal osseux. D'autre part, une sollicitation en cisaillement et une en traction peuvent l'inhiber. Cette constatation revêt une importance considérable pour la compréhension du processus de guérison de la fracture du col fémoral.*

Et maintenant se pose logiquement la question: pourquoi des stimuli mécaniques nuisibles, agissant sans doute dans chaque fracture de façon plus ou moins importante, exerceraient-ils une influence décisive précisément sur le processus de guérison de la fracture du col fémoral, alors que l'on n'observe que très rarement une perturbation définitive de la guérison des autres fractures par des forces mécaniques ? Cette apparente contradiction provient de ce que *l'équilibre nécessaire à la guérison – entre la capacité de résistance du tissu de régénération et sa sollicitation – peut être perturbé beaucoup plus facilement dans la fracture du col fémoral que dans d'autres fractures* et ceci pour deux raisons. D'abord, la sollicitation mécanique de la fracture du col fémoral est beaucoup plus grande que celle de la plupart des autres fractures. Nous y reviendrons en détail. Mais surtout, le tissu de régénération médullaire de la fracture du col fémoral n'offre pas la capacité de résistance nécessaire et la protection biologique vis-à-vis des forces mécaniques nuisibles, capacité de résistance et protection garanties dans les autres fractures avant tout par le cal périostique.

L'effet mécanique du cal périostique

Le cal périostique forme en règle générale la masse principale du cal. Même dans des cir-

[6] MARTIN: Über experimentelle Pseudarthrosenbildung und die Bedeutung von Periost und Mark. Arch. f. klin. Chir. Vol. 114, 1920. – MÜLLER, W.: Experimentelle Untersuchungen über mechanisch bedingte Umbildungsprozesse am wachsenden und fertigen Knochen und ihre Bedeutung für die Pathologie des Knochens, insbesondere der Epiphysenstörungen bei rachitisähnlichen Erkrankungen. Beitr. z. klin. Chir. Vol. 127, 1922. – WALTER: Die klinische Bedeutung der Umbauzonen des Knochens. Arch. f. klin. Chir. Vol. 178, 1933. – WILLICH: Experimentelles über Knochenregeneration und Pseudarthrosenbildung. Arch. f. klin. Chir. Vol. 123, 1923.

[7] LANGE, W. G.: Über funktionelle Anpassung, ihre Grenzen, ihre Gesetze in ihrer Bedeutung für die Heilkunde. Berlin 1917, Springer. – DUBOIS: Beiträge zur Biologie des Knochens und zur orthopädisch-chirurgischen Therapie der Spondylitis tuberculosa. Beilageh. d. Zeitschr. f. orthop. Chir. Vol. 48, 1927. – JORES: Experimentelle Untersuchungen über die Einwirkung mechanischen Druckes auf den Knochen. Beitr. z. pathol. Anat. u. allg. Pathol. Vol. 66.

constances mécaniques défavorables, il peut à lui seul assurer une solidité suffisante et entraîner la consolidation osseuse de la fracture (fig. 1). Son volume est habituellement proportionnel à l'importance de la dislocation et de l'irritation mécanique. Ceci démontre que le cal périostique forme non seulement une masse de ciment peu sensible à l'irritation mécanique mais aussi que sa croissance est précisément favorisée par l'irritation mécanique. L'effet du cal périostique sur la guérison de la fracture est décisif avant tout parce que ce cal protège contre les stimuli mécaniques nuisibles le tissu de régénération médullaire, formé péniblement, très fragile et très précieux. Souvent, ce n'est que grâce à cette protection que ce dernier peut se développer sans être perturbé. L'analyse de l'effet mécanique du cal périostique dans des fractures différemment situées le démontre sans doute possible. Ainsi, par exemple, la plupart des fractures diaphysaires sont soumises à une sollicitation en flexion due à ce que la compression provoquée par la musculature et la mise en charge s'exerce plus ou moins loin des surfaces fracturaires. Ce type de sollicitation doit être tenu pour responsable du syndrome du «remaniement aigu de l'os» (Müller) et de la formation de pseudarthrose dans les recherches expérimentales de Martin, Müller, Walter et Willich. L'effet mécanique du cal périostique ressort clairement des expériences de ces auteurs, que ce soit lors de la sollicitation en flexion de l'os fracturé, avec peu de déplacement des axes, ou que ce soit lors de la sollicitation en flexion de l'os intact mais trop faible.

Martin a expérimentalement vérifié sur le radius du chien la possibilité de régénération de la moelle, de la corticale et du périoste. Dans les deux cas reproduits (fig. 2 a et b)[8], il existait une solution de continuité de la corticale du radius. Par conséquent, toute la charge du membre antérieur était transmise uniquement par le fragile cubitus. A cause de l'action excentrique de la compression, le cubitus était anormalement sollicité en flexion. Dans le cas fig. 2 a, peu de temps après la résection du fragment de la corticale radiale, se produisit une fracture du cubitus qui guérit par formation d'un cal périostique très abondant. Dans le cas fig. 2 b, le cubitus résista mais la sollicitation permanente exagérée provoqua le remaniement osseux dit aigu (Müller) dans la zone mécaniquement menacée, avec apposition de cal périostique, caractéristique de ce remaniement aigu de l'os. Dans les deux cas, dans le cas 2 a où le cubitus fut fracturé comme dans le cas 2 b où il résista, le cal périostique assura le renforcement de l'os compromis par la sollicitation



Fig. 1. (D'après Willich, Experimentelles über Knochenregeneration und Pseudarthrosenbildung. Arch. für klin. Chir. 129 [1924].)



Fig. 2 a et b. (D'après Martin, Über experimentelle Pseudarthrosenbildung und die Bedeutung von Periost und Mark. Arch. f. klin. Chir. 114 [1920].)

[8] Expériences 18 et 20 de Martin.

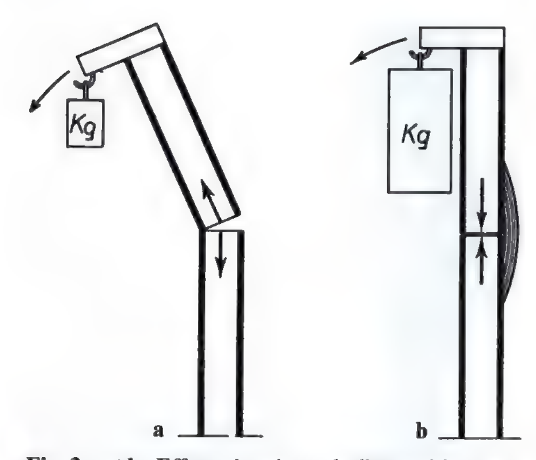


Fig. 3 a et b. Effet mécanique de l'apposition unilatérale de cal périostique lors de la sollicitation en flexion d'une fracture diaphysaire transversale.
a Les surfaces fracturaires bâillent. Le tissu de régénération médullaire est soumis à une contrainte de traction.
b Les surfaces fracturaires sont comprimées l'une contre l'autre. Le tissu de régénération médullaire est soumis à une contrainte de compression

en flexion exagérée. Dans les deux cas, la masse du cal périostique s'apposa de façon prépondérante d'un côté du cubitus. Dans les deux cas, la presque totalité du cal périostique se forma du même côté, du côté opposé à la ligne d'action de la compression.

L'effet mécanique du listel de cal périostique apposé d'un côté du cubitus fracturé est le suivant. La mise en charge excentrique tend à infléchir le cubitus vers la gauche (fig. 3 a). La zone la plus faible de celui-ci, c.-à-d. l'endroit de la fracture, cède, de sorte que l'inflexion progressive des fragments l'un par rapport à l'autre fait bâiller l'espace fracturaire du côté droit, comme le schéma le montre. La moelle située au centre et son tissu de régénération sont sollicités en traction et en cisaillement par la séparation des surfaces fracturaires. Ces deux stimuli inhibent la formation d'un cal osseux. Le listel de cal apposé unilatéralement du côté de la traction s'oppose toutefois à l'écartement des surfaces fracturaires (fig. 3 b). Il reprend donc la sollicitation nuisible en traction, ce dont il est capable déjà à son stade précoce de tissu conjonctif. Grâce à cela, le trait de fracture se ferme sous l'effet de la sollicitation agissant sur l'os et une compression fonctionnelle s'exerce sur la moelle et sur le tissu de régénération. Elle favorise la formation d'un cal osseux. Lors du remaniement aigu de l'os, l'apposition unilatérale de cal périostique dans la zone du cubitus intact, menacée mécaniquement, exerce le même effet mécanique. C'est pourquoi dans toutes les expériences de MARTIN, MÜLLER et WILLICH, l'apposition du cal périostique se trouve toujours du côté du cubitus opposé à la compression, c.-à-d. là où la contrainte en traction s'exerce librement sur l'os. Les schémas fig. 4 a à d représentent l'analyse mécanique d'une expérience de MÜLLER (fig. 5 b – d). Dans cette expérience, la capacité de porter du radius d'un chien a été supprimée par l'implantation d'une articulation. Les contraintes de compression et de traction calculées sont reportées à l'échelle au niveau de la coupe menacée du cubitus pour permettre la comparaison. Le schéma fig. 4 a représente la grandeur et la distribution de la sollicitation en compression dans le squelette de l'avant-bras intact en supposant que le poids du corps et les forces musculaires agissent suivant l'axe du squelette de cet avant-bras. La contrainte de compression est relativement petite et se distribue également dans la coupe transversale des deux os. La fig. 4 b indique la distribution des contraintes dans le cubitus après élimination statique du radius. Alors, toute la charge de l'avant-bras s'exerce sous forme d'une sollicitation en flexion uniquement sur le cubitus beaucoup plus faible. A cause de cette sollicitation en flexion, la moitié de la coupe transversale du cubitus menacée, du côté opposé au radius, se trouve sous une sollicitation en traction beaucoup plus élevée, alors que la moitié du cubitus du côté du radius supporte une sollicitation en compression anormalement élevée. Celle-ci atteint environ 20 fois la sollicitation en compression physiologique supposée. Outre un agrandissement de la coupe transversale menacée, l'apposition de cal périostique entraîne une modification décisive de la distribution des contraintes dans le cubitus (fig. 4 c, d; 5 c, d). La contrainte de traction est reprise complètement par le cal périostique de sorte que toute la coupe transversale du cubitus se trouve de nouveau soumise à une contrainte fonctionnelle de compression pure dont la grandeur moyenne se rapproche de la grandeur de la contrainte physiologique en compression. Sous son influence, le

Fig. 4 a – d. Effet mécanique de l'apposition de cal périostique lors du remaniement aigu de l'os (analyse mécanique de l'expérience de Müller reprise à la fig. 5). Z= contrainte de traction; D=contrainte de compression

Fig. 5 b, c et d. (D'après Müller, Walter, Die normale und pathologische Physiologie des Knochens, Leipzig, 1924, Barth.)

renforcement de la partie menacée du cubitus se complète (fig. 5 d).

Dans toutes les expériences de Müller, l'apposition de cal périostique suffit à adapter la capacité de résistance de la partie menacée du cubitus à la sollicitation élevée et nuisible et à entraîner la formation d'os. Au contraire, dans quelques cas des expériences de Martin et Willich, l'action du cal périostique ne suffit pas à assurer un nouvel état d'équilibre. Dans la zone mécaniquement menacée du cubitus se forma une fente complète (radiographie) qui, à l'histologie, se révéla comme une vraie pseudarthrose. Dans ces cas, il faut aussi reconnaître que la sollicitation mécanique était de loin beaucoup plus nuisible que dans les expériences de Müller, en partie parce que le fragment distal du radius exerçait une compression latérale contre le cubitus et entraînait une sollicitation élevée en cisaillement (fig. 6).

En se basant sur cette constatation, on comprend que, dans les expériences de Walter sur le squelette de l'avant-bras du singe, l'apposition de cal périostique se soit répartie tout autour de la zone osseuse mécaniquement menacée. En effet, l'utilisation de la main entraîne une sollicitation en flexion du squelette de l'avant-bras dans des directions variant continuellement (fig. 7). Ici aussi l'apposition de cal périostique ne pouvait assurer une protection suffisante vis-à-vis des forces de torsion particulièrement nuisibles, de telle sorte qu'une vraie pseudarthrose se produisit.

L'action du manchon de cal périostique dans les fractures très obliques fournit un autre exemple de l'influence décisive que, du

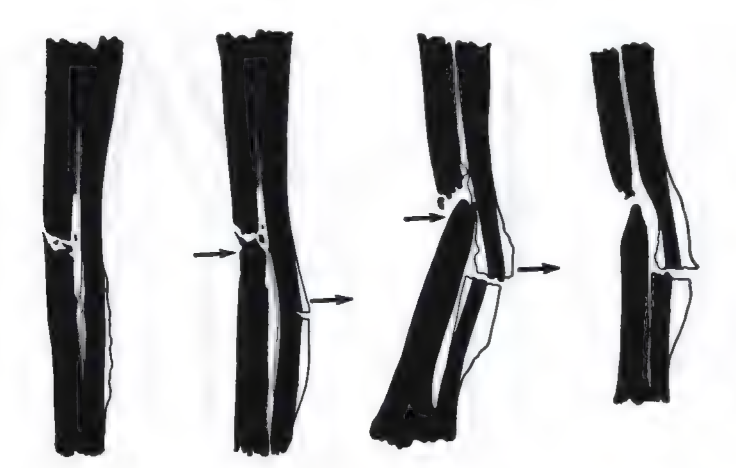


Fig. 6. Expérience 22 de MARTIN



Fig. 7. Apposition circulaire de cal périostique dans la zone de remaniement du cubitus chez le singe (WALTER)

point de vue mécanique, le cal périostique peut exercer sur la guérison de la fracture et particulièrement sur le développement du tissu de régénération médullaire. C'est précisément dans la fracture diaphysaire oblique que la guérison osseuse est compromise, surtout lorsque, pour une cause quelconque, le cal périostique ne se forme pas. L'expérience clinique le confirme continuellement. Dans ce cas, le fragment supérieur doit glisser sur la surface fracturaire inclinée du fragment inférieur. Des forces de cisaillement extrêmement nuisibles agissent alors sur le tissu de régénération médullaire (fig. 8 et 9 a).



Fig. 8. (D'après MATTI, Die Knochenbrüche und ihre Behandlung, Berlin, 1918.)

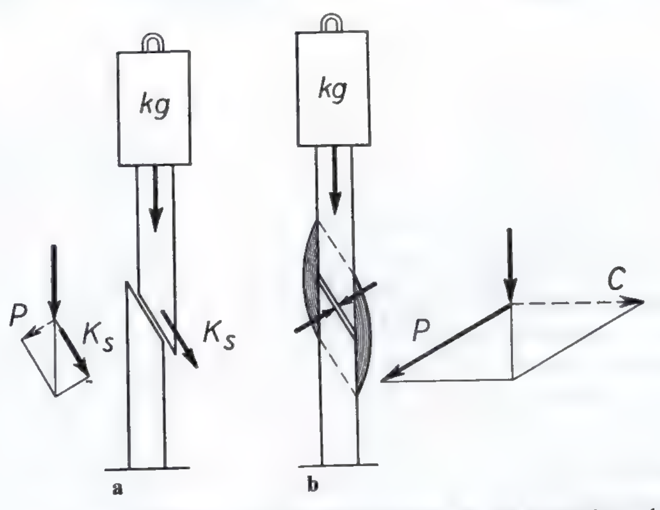


Fig. 9 a et b. Effet mécanique du manchon de cal périostique dans une fracture diaphysaire oblique. K_s = force de cisaillement effective; P = composante agissant en compression pure sur les surfaces fracturaires; C = composante reprise par l'anneau de cal périostique



a b

Fig. 10 a et b. Modèle d'une fracture diaphysaire oblique.
a Les cylindres de bois sont reliés par un mince tube de caoutchouc central (cal médullaire) exagérément étiré déjà par le poids propre des pièces de bois.
b Un tube de caoutchouc est glissé autour du foyer de fracture (manchon de cal périostique). Il empêche le déplacement des fragments même soumis à une charge élevée. Grâce à lui, les surfaces fracturaires sont comprimées l'une contre l'autre

L'anneau de cal périostique empêche le glissement et modifie ainsi de façon décisive la sollicitation mécanique du tissu de régénération médullaire. Le schéma fig. 9 b le montre, de même que l'expérience sur modèle fig. 10. Grâce au cal périostique, au lieu de la force de cisaillement nuisible, c'est une force de compression fonctionnelle qui agit sur le tissu de régénération médullaire. Elle favorise la formation d'un cal osseux.

De nombreux autres exemples encore attestent le rôle favorable et souvent décisif que le cal périostique joue dans la guérison de la fracture en tant que moyen mécanique adjuvant. *On peut toujours constater que le cal périostique se constitue et s'étend de façon à exercer l'influence la plus grande possible sur la fixation de la fracture, de la manière la plus adéquate avec les moyens existants, le plus souvent déjà à son stade précurseur de tissu conjonctif. Ou il rétablit seul la continuité des fragments, ou il diminue l'action d'une sollicitation mécanique nuisible sur le tissu de régénération médullaire (en dedans) en agrandissant la coupe transversale compromise, par formation d'un manchon également distribué autour de la circonférence ou par apposition asymétrique prédominant d'un côté ou de l'autre de la fracture. Il peut aussi reprendre entièrement (en dehors) la partie nuisible de la sollicitation mécanique agissant sur le tissu de régénération médullaire sensible et, par là, transmettre à celui-ci une sollicitation en compression favorisant la formation de cal osseux.* De ce point de vue, la conception de Lexer [9] se vérifie, d'après laquelle le cal périostique est de loin supérieur au cal médullaire pour la guérison de la fracture. En se basant sur la même constatation, on comprend maintenant son développement apparemment exagéré au début de la guérison de la fracture et sa régression lorsque la guérison est obtenue.

L'influence des forces mécaniques sur le cal médullaire

Contrairement au cal périostique, le tissu de régénération provenant de la moelle présente une sensibilité extraordinairement élevée à l'irritation mécanique. Des expériences démontrent que la moelle ne suffit à assurer une liaison osseuse des fragments que dans des cas exceptionnellement favorables. La même sollicitation mécanique qui entraîne la formation de cal périostique dans les expériences de Martin et de Willich empêche celle d'un tissu de régénération osseux, même dans

[9] Lexer: Über die Entstehung von Pseudarthrosen nach Frakturen und nach Knochentransplantationen. Arch. f. klin. Chir. Vol. 119, 1922.

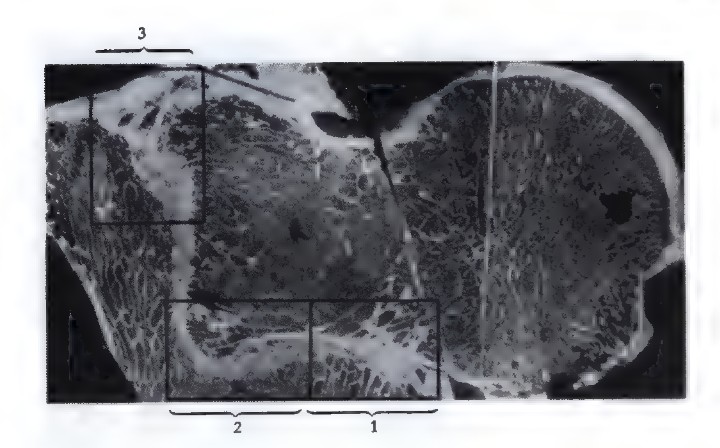


Fig. 11

une cavité médullaire intacte, et y entraîne la formation d'une pseudarthrose. Ce n'est que dans deux cas de WILLICH (cas 1 et 4) que la formation de cal endostal suffit à assurer la liaison osseuse entre les fragments d'une ostéotomie, après formation temporaire préalable d'un espace clair (en radiographie). Mais manifestement, dans ces deux cas, l'irritation mécanique était limitée à un minimum et fut finalement supprimée complètement par appui des fragments contre l'os parallèle voisin. Elle fut alors remplacée par une sollicitation favorable en compression. Les mêmes recherches expérimentales montrent qu'une interruption de la colonne médullaire avec un diastasis ne peut pas être pontée. On ne sait pas encore si le tissu de type embryonnaire provenant de l'endoste (ostéoblastes) présente par lui-même une capacité de résistance mécanique plus faible que le tissu de type embryonnaire provenant du périoste ou si, comme le suppose LEXER, sa circulation sanguine moins abondante doit être rendue elle aussi responsable. Les propriétés du tissu de régénération médullaire reconnaissables macroscopiquement suffisent déjà à expliquer la grande sensibilité de ce tissu. Sa puissance moins grande et son incapacité à ponter un diastasis, la lenteur de son développement, mais surtout sa situation centrale, entraînent une capacité de résistance mécanique très faible. *Si sa capacité de résistance est dépassée par les stimuli mécaniques, le tissu de formation du cal médullaire réagit toujours de façon pure aux différents stimuli mécaniques, suivant la théorie de l'adaptation fonctionnelle de ROUX.* Ce fait apparaît dans la structure histologique des pseudarthroses. On peut l'observer de façon évidente dans la préparation anatomique d'une fracture latérale engrenée du col du fémur, que je dois à WALTER [10] (fig. 11).

La préparation provient d'une femme de 80 ans qui, 8 mois et demi après une fracture du col fémoral, mourut d'une maladie intercurrente. Pour comprendre la structure histologique, il faut connaître les stimuli mécaniques agissant sur le tissu de régénération de cette fracture. Sa sollicitation mécanique n'est pas évidente et doit donc d'abord être définie plus en détail (fig. 12).

A première vue, on pourrait croire que la partie horizontale du trait de fracture est soumise à une sollicitation fonctionnelle en compression pure. Un examen plus attentif montre cependant que cette hypothèse n'est que partiellement vraie. En effet, la force de compression *R* agissant sur la tête du fémur peut être considérée comme s'exerçant au centre de la tête. Sa ligne d'action ne traverse pas la surface d'appui mais passe en dedans, à côté de celle-ci (fig. 12). Du fait que la ligne d'action de la compression passe à côté de la surface d'appui du fragment céphalique, un moment de basculement agit effectivement sur celui-ci. En d'autres mots, le fragment céphalique tend à pivoter dans le sens des aiguilles d'une montre. De ce fait, son coin supéro-latéral *O* doit se déplacer vers le haut et vers la droite suivant la direction de la flèche. Ce mouvement est empêché par la puissante liaison ligamentaire *Z* qui relie le fragment céphalique au sommet du grand trochanter et tend à le déplacer suivant la direction de la flèche, en sens opposé aux aiguilles d'une montre. Comme la liaison ligamentaire ne cède pas de façon notable, elle entraîne un mouvement du coin supéro-latéral du frag-

[10] Voir Handbuch der gesamten Unfallheilkunde, Vol. III, p. 225, Stuttgart 1934, Enke.

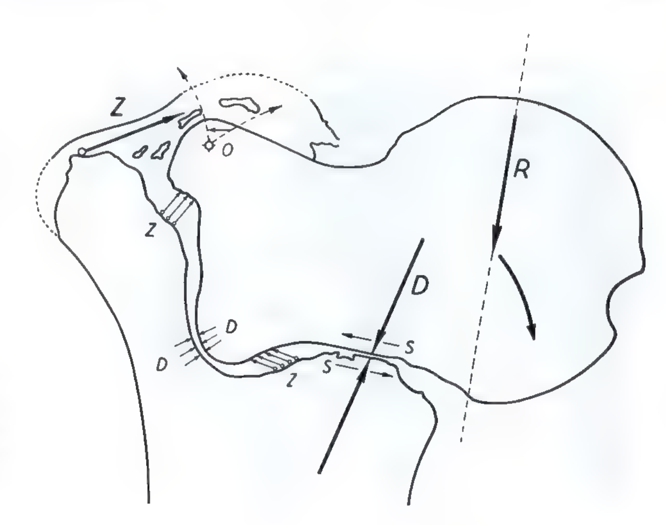


Fig. 12. Analyse mécanique de la fracture du col fémoral engrenée fig. 11. $S-S$ = déplacement suivant la direction des flèches. Z = sollicitation en traction suivant la direction des flèches. D = compression

ment céphalique suivant la direction de la flèche en haut et en dehors, rendu possible par le déplacement simultané vers la gauche du fragment céphalique sur son support. Lorsque la compression n'agit plus sur le fragment céphalique, celui-ci reprend son ancienne situation. Par conséquent, les forces suivantes s'exercent sur le tissu de l'espace interfragmentaire. L'endroit par lequel le fragment céphalique repose sur le fragment cervical $S-S$ se trouve soumis à une contrainte fonctionnelle de compression. En même temps, un mouvement s'effectue à l'endroit du contact entre les deux fragments, suivant la direction des flèches $S-S$. Dans le reste de l'espace interfragmentaire, le tissu se trouve sous traction Z. La direction de celle-ci, aux différents endroits de l'espace fracturaire, résulte du mouvement du fragment céphalique et est indiquée par les flèches. Les modèles (fig. 13 et 14) mettent en évidence le mouvement du fragment céphalique décrit, la sollicitation en traction du tissu interposé ainsi provoquée (cordons de caoutchouc) et la direction de la sollicitation en traction.

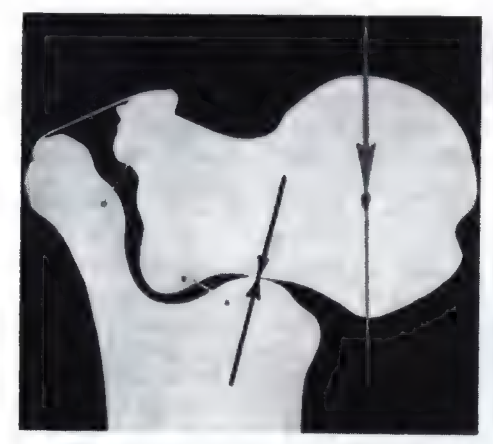


Fig. 13



Fig. 14

Fig. 13. Le fragment capital n'est pas en charge. Les flèches se trouvent l'une en face de l'autre

Fig. 14. Sous l'effet de la mise en charge, le fragment capital s'est déplacé par rapport au grand trochanter. Son extrémité latérale est remontée. Les cordons de caoutchouc reliant les fragments sont tendus. Dans la zone d'appui s'est produit un déplacement sous compression. Le coin inférieur du fragment capital bute contre le fragment trochantérien

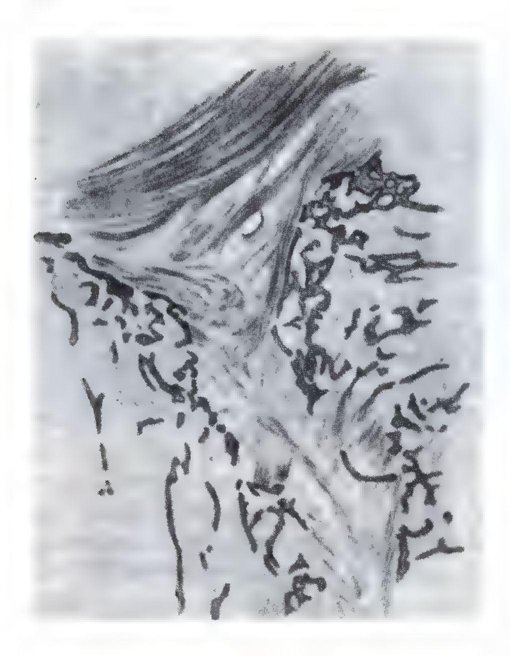


Fig. 15. Agrandissement de la zone 3 de la fig. 11. Le tissu conjonctif dans l'espace fracturaire de même que l'épais ligament de tissu conjonctif pontant les fragments sont organisés longitudinalement suivant la direction de la traction

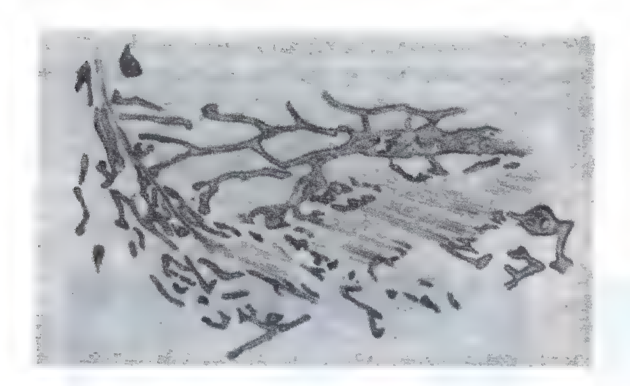


Fig. 16. Agrandissement de la zone 2 de la fig. 11. Les travées osseuses sont reliées les unes aux autres par des faisceaux de tissu conjonctif longitudinaux orientés suivant la direction de la traction. Au coin latéral, les fibrilles conjonctives sont ramassées en un étroit ligament

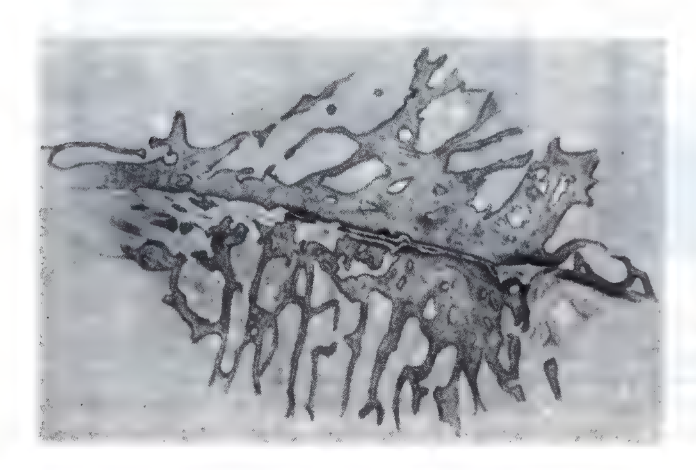


Fig. 17. Agrandissement de la zone 1 de la fig.11. Les travées osseuses sont épaissies de part et d'autre de la fente fracturaire et se sont fusionnées en de vraies plaques d'appui. Dans la fente fracturaire, sang frais

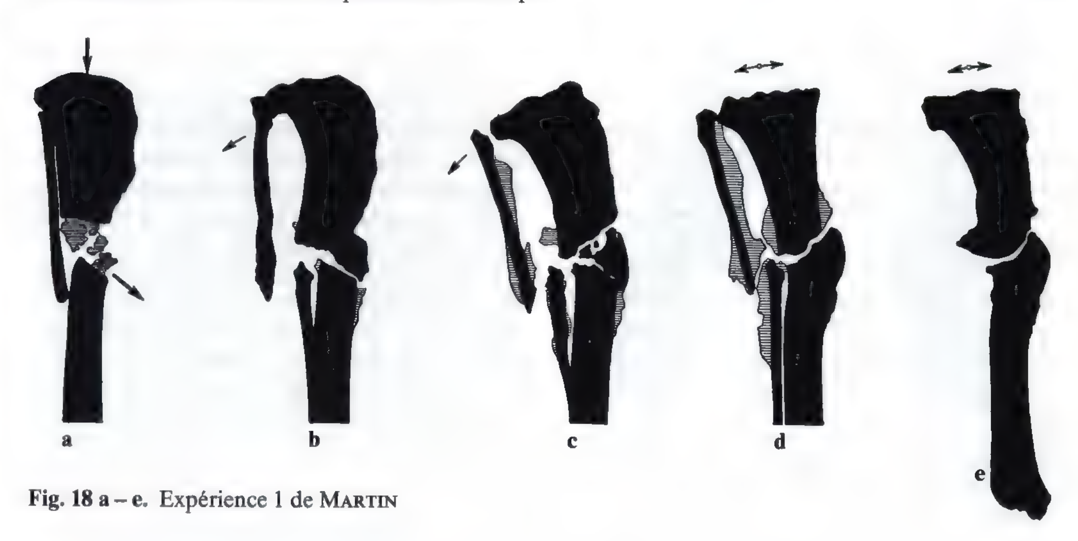


Fig. 18 a – e. Expérience 1 de Martin

La structure histologique de cette pseudarthrose permet d'observer clairement comment le tissu osseux et son stade précurseur réagissent aux différents stimuli mécaniques. Dans la zone d'appui, sollicitée fonctionnellement en compression, les travées spongieuses se sont considérablement épaissies dans les deux fragments. Elles se sont fusionnées en de vraies plaques d'appui. Cependant il n'y a pas eu d'union osseuse entre les fragments dans la zone d'appui. Ce phénomène provient de ce que, dans cette zone, il y avait déplacement des fragments frottant l'un contre l'autre sous une grande compression. Par conséquent, une fente interfragmentaire s'est créée. Le déplacement s'effectuait encore 8 mois et demi après la fracture, comme le démontre le saignement frais dans cette fente (fig. 17). Le reste de l'espace fracturaire est rempli de tissu conjonctif. Celui-ci ne peut pas être du tissu conjonctif interposé, comme Walter l'a déjà démontré. Il s'agit de tissu conjonctif qui s'est développé sur place sous l'influence de la fonction. Ceci ressort du fait qu'aux différents endroits de l'espace fracturaire, les fibres allongées de ce tissu sont orientées suivant la direction de la contrainte de traction existant à ces endroits. La direction des fibres indique, à chaque endroit de l'espace fracturaire, la direction suivant laquelle une traction mécanique serait exercée pour s'opposer localement au mouvement du fragment céphalique (fig. 15, 16). Aux endroits $D-D$ où la sollicitation en traction et celle en compression agissent en même temps, les fibrilles de tissu conjonctif sont étroitement serrées en un mince ligament. A l'endroit de la sollicitation en traction maximale Z, s'est formé un ligament de tissu conjonctif puissant dont les fibres sont orientées suivant la direction de la traction.

La structure histologique de cette pseudarthrose montre clairement qu'il faut attribuer une action spécifique aux différents stimuli mécaniques. Cette action spécifique entraîne forcément, à partir du tissu de formation de l'os, le développement régulier d'un type de tissu qui lui correspond. Il faut d'abord faire la distinction entre compression fonctionnelle, c.-à-d. une compression alternant périodiquement avec une absence de compression, et forces de traction et de cisaillement de grandeur variable. La contrainte de compression fonctionnelle favorise la formation d'os, alors que la contrainte de traction et celle de cisaillement provoquent la formation de tissu conjonctif.

Un cas parmi les expériences de Martin permet aussi de suivre macroscopiquement l'effet des stimuli mécaniques sur la formation du tissu de régénération provenant de la moelle. Il est particulièrement instructif en ce qui concerne la physiopathologie de la fracture du col fémoral (fig. 18).

Pour vérifier la capacité de régénération de la moelle isolée du tibia du chien, Martin a, dans cette expérience, réséqué un fragment de corticale avec son enveloppe de périoste, de sorte que seul le cylindre médullaire relie encore les deux fragments. Le péroné

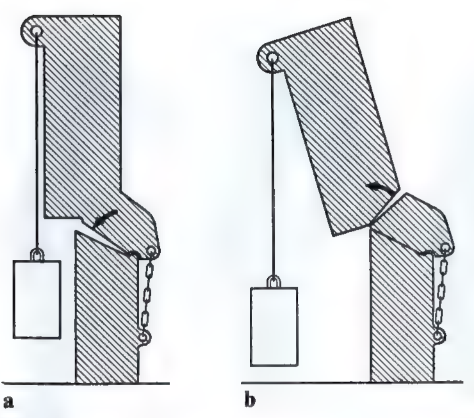


Fig. 19 a et b. Schéma montrant la sollicitation mécanique du cal médullaire et l'effet du cal périostique dans l'expérience 1 de Martin (fig. 18 b et c).
a Sous la traction du poids, la fente se ferme parce que la chaîne (cal périostique) empêche le coin inférieur droit du fragment supérieur de se soulever de son support.
b L'inclinaison progressive du fragment supérieur et l'augmentation de la sollicitation en flexion ainsi provoquée (allongement du bras de levier effectif) entraînent la division du fragment supérieur à l'endroit mécaniquement menacé

se fractura peu de temps après l'intervention. La moelle isolée forma du cal osseux. Cependant cela n'alla pas jusqu'à la liaison osseuse entre les fragments. Il se forma d'abord une pseudarthrose à la limite inférieure du cal médullaire. Ensuite cette pseudarthrose aboutit à une guérison osseuse. Mais en même temps une zone claire se forma à la limite supérieure du cal médullaire. Cette zone se développa en une vraie pseudarthrose de type articulaire. Martin ne put expliquer ce phénomène. Celui-ci se comprend cependant si on analyse la sollicitation mécanique du tissu de régénération médullaire et si on suppose connue l'action des stimuli mécaniques sur ce tissu, selon la loi de Roux.

Le péroné était fracturé et le cylindre médullaire ne pouvait résister à la sollicitation en compression due à la tension de l'enveloppe musculaire ou à la mise en charge. Son fragment supérieur glissa donc vers le bas. Sa surface inférieure horizontale, agissant comme le piston d'une seringue, comprima le tissu de régénération médullaire contre l'extrémité oblique du fragment distal (fig. 18 a). Le tissu de régénération devait glisser sur cette surface oblique. A cet endroit, il se trouva donc sollicité en cisaillement, ce qui, d'après la loi de Roux, empêche logiquement la formation d'un cal osseux (fig. 18 b). Ensuite le tibia se trouva sollicité en flexion comme le démontre l'inclinaison progressive du fragment supérieur vers la gauche. A cause de l'inclinaison progressive du fragment proximal, les surfaces limites de la pseudarthrose se rapprochèrent et se comprimèrent l'une l'autre, puisque le coin inférieur droit du fragment proximal était retenu par la bande de cal périostique en formation. A cet endroit, les surfaces pseudarthrosiques ne pouvaient donc s'écarter l'une de l'autre (fig. 18 c). Par conséquent, une sollicitation en compression fonctionnelle put s'exercer effectivement sur le tissu de pseudarthrose et la guérison osseuse s'y produisit logiquement. En conséquence de l'inclinaison progressive du fragment supérieur et de l'accroissement ainsi provoqué de la sollicitation en flexion, comprenant comme composantes nuisibles des forces de traction et de cisaillement, le cal médullaire osseux déjà développé ne put résister à cette sollicitation nuisible permanente. Dans la zone de sa coupe menacée, apparut une zone claire à la radiographie (fig. 18 c, d, e). Celle-ci prit progressivement une forme articulaire et, à l'histologie, apparut comme une vraie pseudarthrose. Le schéma (fig. 19) représente, séparés de façon théorique, les deux processus mécaniques qui, à la fig. 18, se réalisent simultanément.

L'influence décisive des forces mécaniques sur le processus de guérison de la fracture du col du fémur

Il semble donc que, dans la fracture du col du fémur, le manque complet de formation de cal périostique revêt une signification décisive pour le processus de la guérison. Comme le tissu de régénération de cette fracture est essentiellement médullaire, il lui manque la protection et la possibilité d'élimination de la sollicitation mécanique nuisible, que le cal périostique assure aux autres fractures. Par conséquent, des forces mécaniques nuisibles peuvent exercer librement leur action spécifique sur le fragile tissu de régénération. Mais, circonstance aggravante, la sollicitation mécanique de la fracture du col fémoral

est en outre considérablement plus grande que celle de la plupart des fractures.

Ainsi sont rassemblées des conditions telles que des forces mécaniques peuvent exercer une influence décisive sur le processus de guérison de la fracture du col fémoral, contrairement à ce qui se passe dans d'autres fractures. Connaissant l'action spécifique attribuable aux différents stimuli mécaniques qui s'exercent sur la formation du tissu de régénération, on peut donc prédire que le tissu de régénération médullaire peu résistant ne pourra suffire à entraîner la guérison osseuse que s'il se trouve sollicité purement en compression ou si tout au moins les stimuli mécaniques nuisibles peuvent être écartés efficacement et suffisamment longtemps par des mesures thérapeutiques, les surfaces fracturaires étant fermement en contact. Par ailleurs, le tissu de régénération doit échouer s'il se trouve sous l'effet de forces efficaces de cisaillement et de traction parce que ces stimuli mécaniques, lorsqu'ils sont suffisamment importants, différencient le tissu de régénération en tissu conjonctif ou en cartilage et peuvent transformer le tissu de régénération médullaire osseux déjà formé en ces mêmes types tissulaires incapables d'assurer la guérison de la fracture. *La qualité et la grandeur des stimuli mécaniques agissant sur le tissu de régénération constituent donc le point crucial et influencent de façon décisive la guérison.*

La sollicitation mécanique de la fracture du col fémoral

Etant donné son importance, il faut donc analyser en détail la sollicitation mécanique de la fracture du col du fémur qui, jusqu'à présent, n'a pas été étudiée. Elle est déterminée par les forces qui s'exercent sur la tête fémorale. La sollicitation de la tête fémorale est avant tout une sollicitation en compression. La tête fémorale subit sa sollicitation en compression maximale et la plus fréquente, donc la plus importante, lors de la station sur une jambe, c.-à-d. pratiquement durant la période d'appui unilatéral de la marche. Il faut donc examiner d'abord la sollicitation en compression de la tête fémorale durant cette période de la marche. Me basant sur les résultats des recherches classiques d'Otto FISCHER [11], je l'ai d'abord déterminée mathématiquement et graphiquement pour la marche du sujet sain. Je l'ai ensuite étudiée de façon analogue pour la boiterie, c.-à-d. pour une démarche s' écartant de la marche physiologique et pathognomonique de la fracture du col fémoral. Je n'entrerai pas ici dans les détails de ces recherches. Les nombreux calculs et déductions graphiques perturberaient la vue d'ensemble. Ils sont discutés plus amplement dans la deuxième partie de ce travail. Les analyses plus intuitives réalisées jusqu'à présent se basaient sur des fondements insuffisants et ne donnaient pas d'explication satisfaisante.

Il faut cependant brièvement mentionner ici que la sollicitation physiologique en compression de la tête du fémur est extraordinairement grande. Elle subit des variations considérables durant la période d'appui unilatéral parce qu'alors des forces dynamiques provoquées par le mouvement exercent une influence décisive. La fig. 20 représente la grandeur et l'évolution de la sollicitation en compression de la tête du fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche physiologique. Comme le montre le diagramme, pour un poids du corps de 58,7 kg (poids du sujet d'expérience de O. FISCHER), la compression agissant sur la tête du fémur du membre en charge atteint une valeur maximale de 258 kg (Calculée de façon analogue lors de l'appui symétrique sur les deux membres, elle n'atteint que 18 kg. La ligne pointillée l'indique). Non seulement la sollicitation en compression monte très vite jusqu'à sa valeur maximale lors de la transmission du poids du corps au membre en charge et tombe rapidement à zéro lorsque le pied de ce membre quitte le sol, mais, durant la période d'appui unilatéral, elle présente encore une grande fluctuation due à l'action des forces dynamiques. *Durant la marche, l'extrémité supérieure du fémur est donc soumise à une sollicitation fonctionnelle en compression extraordinairement élevée agissant par à-coups, comme un martèlement.*

---

[11] FISCHER, O: Der Gang des Menschen, 1899. Teubner – BRAUNE, W. et O. FISCHER: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers – Leipzig 1889, Hirzel.

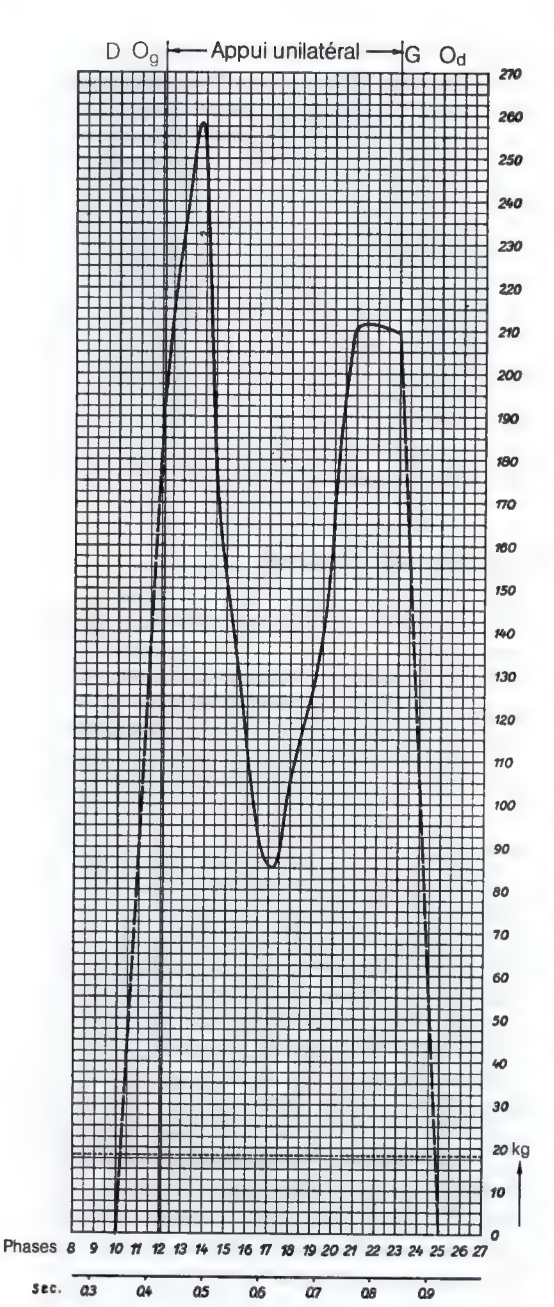


Fig. 20. Diagramme de la sollicitation en compression de la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche (poids du corps 58,7 kg). D le pied droit prend appui au sol. O_g le membre inférieur gauche commence à osciller. G le pied gauche prend appui au sol. O_d le membre inférieur droit commence à osciller

La sollicitation mécanique de la tête fémorale lors de la boiterie est importante pour la fracture du col du fémur. Elle représente un écart typique de la sollicitation physiologique de la tête fémorale, provoqué essentiellement par l'inclinaison latérale du tronc. Sa grandeur et sa direction *R* (fig. 180), déterminées pour la période d'appui unilatéral, sont à la base des raisonnements suivants.

Des forces de compression et de traction exercent des effets diamétralement opposés sur la biologie du tissu de régénération osseux. Pour connaître l'action de la sollicitation en compression de la tête fémorale sur le tissu de régénération de la fracture du col, il faut donc décomposer la force *R* en ses deux composantes qui revêtent une importance décisive pour la guérison de la fracture du col fémoral. Ces deux composantes sont : une composante de compression *P* qui presse le fragment céphalique contre le fragment cervical et entraîne une contrainte de compression dans le tissu de régénération, et une composante *S* qui tend à déplacer le fragment capital vers le bas et entraîne une contrainte de cisaillement et de traction effective dans le tissu de régénération. La force *R* est donc décomposée, par l'application du parallélogramme des forces, en une composante *P* perpendiculaire au plan de la fracture et en une composante *S* parallèle au plan de la fracture. La composante *P* indique à l'échelle la grandeur de la partie de *R* qui favorise la formation du cal osseux et la composante *S* la grandeur de la partie de *R* qui s'oppose à la formation de ce cal et qui peut faire régresser le tissu du cal déjà formé.

La composante de cisaillement effective

En ce qui concerne le processus de guérison de la fracture du col du fémur, il est essentiel de savoir laquelle des deux composantes mentionnées prédomine, c.-à-d. s'exerce effectivement sur le tissu de régénération. A la fig. 21, c'est la composante *S* tendant à déplacer les fragments. Elle ne s'exerce cependant pas entièrement sur le tissu de régénération parce que son action est en partie compensée par le frottement entre les surfaces fracturaires. Le frottement dépend de la grandeur de la composante de compression *P*. De son côté, l'action de la composante *P* sur le frottement dépend de l'état des surfaces fracturaires, c.-à-d. du coefficient de frottement μ. Le frottement

est égal au produit $P \cdot \mu$. La grandeur de la force de déplacement qui agit effectivement sur le fragment capital correspond donc à la différence entre la grandeur de la composante S et le produit $P \cdot \mu$. Ce n'est que si la composante de déplacement S est plus grande que la force de frottement qu'une force de déplacement effective apparaît. La partie effective de la force de déplacement S est appelée en mécanique *force de cisaillement effective.* Sa grandeur est désignée par K_s dans la fig. 22.

La force de cisaillement effective dans le cas de la fig. 22 est la seule force qui s'exerce effectivement sur le tissu de régénération. Elle y provoque des contraintes de cisaillement et de traction. Mais la contrainte de cisaillement et celle de traction, suffisamment élevées, sont capables de différencier le tissu de régénération en tissu conjonctif et de transformer aussi en tissu conjonctif le tissu de régénération osseux déjà formé. La force de cisaillement effective doit donc être considérée comme la «nuisance» qui entraîne le développement de la pseudarthrose.

Le rapport entre la composante de compression P et la composante de déplacement S varie avec l'inclinaison du plan de la fracture. Or cette inclinaison diffère considérablement d'une fracture du col à l'autre. La force de cisaillement effective n'a donc pas la même grandeur dans les différentes fractures du col fémoral. La grandeur de la composante de compression P diminue et celle de la composante de déplacement S s'accroît lorsque l'inclinaison augmente (fig. 183). J'ai déterminé la grandeur de la force de cisaillement effective pour différentes inclinaisons du plan de la fracture en supposant un coefficient de frottement adéquat. J'y reviendrai encore à la fin du travail. La force de cisaillement effective augmente très rapidement avec l'accroissement de l'inclinaison du plan de la fracture. *Elle n'apparaît que pour un angle d'inclinaison d'environ 25°. Pour une inclinaison plus petite, c'est une force de compression fonctionnelle pure qui agit sur le tissu de régénération* (fig. 24).

Un fait apparaît donc, revêtant une grande importance pratique : la sollicitation mécanique peut influencer le processus de guérison de la fracture du col du fémur de façons diamétralement opposées. Dans une partie des cas, agissant comme force de cisaillement effective, elle peut s'opposer à la formation d'un cal osseux; d'autres fois, agissant comme force de compression fonctionnelle, elle peut provoquer la guérison osseuse. Son action spécifique dans les cas particuliers, que ce soit force de cisaillement effective ou force de compression fonctionnelle, dépend en premier lieu de l'angle d'inclinaison que le plan de la fracture forme

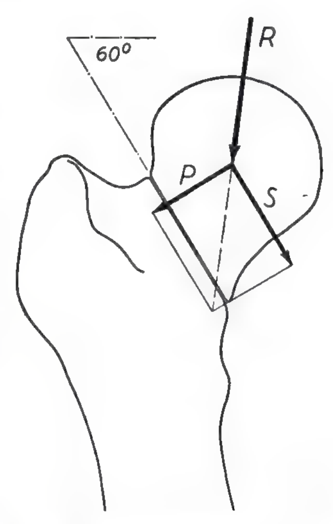


Fig. 21. Décomposition de la force de compression R, exercée sur la tête du fémur en ses composantes P et S déterminant la sollicitation mécanique du tissu de régénération. P = composante de compression; S = composante de déplacement

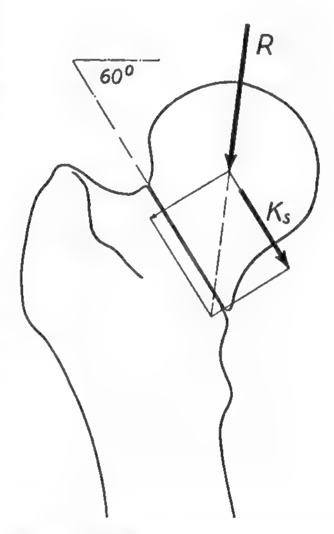


Fig. 22. K_s = force de cisaillement effective

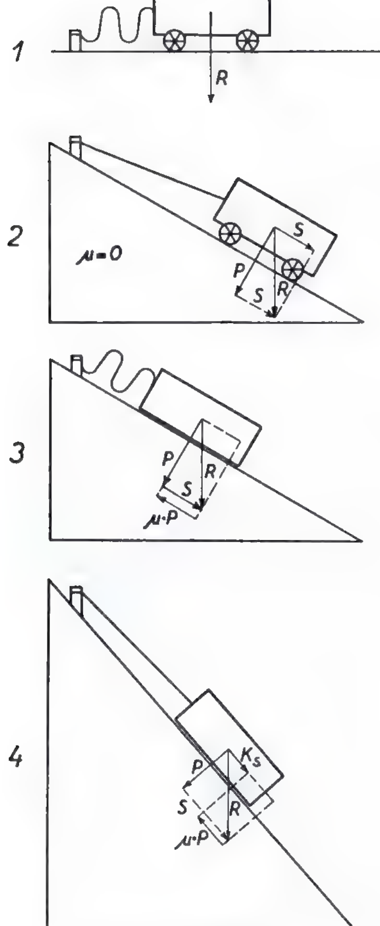


Fig. 23. La notion de force de cisaillement effective sera brièvement expliquée à l'aide de la fig. 23.

1. Un chariot à l'arrêt sur un plan horizontal.

2. Le même chariot sur un plan incliné. La force de gravité *R* est décomposée en deux composantes. La première *P* agit perpendiculairement au plan incliné, donc en compression pure. La seconde *S* agit parallèlement au plan incliné, donc dans le sens d'un déplacement pur. L'effet de la composante *P* ne se fait pas sentir parce que le chariot repose sur des roues. Il n'y a donc pas de frottement. Comme $\mu = 0$, le produit $P \cdot \mu = 0$. Par conséquent, c'est la force de déplacement *S* qui fait sentir tout son effet. Le chariot roule vers le bas.

3. Le même chariot sur le même plan incliné mais sans roues. Le frottement $P \cdot \mu$ sur le plan est plus grand que la composante *S* de déplacement. Le chariot reste en place.

4. Le même chariot sans roues sur un plan plus incliné. Maintenant le frottement est plus petit qu'en 3 parce que *P* est plus petit. La composante de déplacement *S* est plus grande. Par conséquent, le frottement est plus petit que l'effet de la composante de déplacement *S*. La différence : force de déplacement – force de frottement, $S - P \cdot \mu$ est la force de cisaillement effective (K_s) qui déplace le chariot vers le bas

Angle d'inclinaison
0°
10° 8°
20°
30°
40°
50°
90° 80° 70° 60°

1 cm de rayon = 10 kg

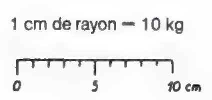


Fig. 24. Grandeur de la force de cisaillement effective par rapport à l'inclinaison du plan de la fracture sur l'horizontale, représentée graphiquement en coordonnées polaires. La distance entre la courbe en dehors et le cercle de base en dedans donne en kg, pour l'inclinaison correspondante, la force qui agit effectivement sur la tête du fémur dans le sens d'un déplacement vers le bas. La distance entre la courbe en dedans et le cercle de base en dehors indique en kg, la force qui s'oppose à un déplacement du fragment capital vers le bas, c.-à-d. le surplus de résistance au déplacement

avec la ligne d'action de la force de compression R agissant sur la tête fémorale [12].

Par conséquent, la capacité de résistance du tissu de régénération osseux doit être d'autant plus grande que le plan de la fracture est plus incliné. D'autre part, le tissu de

[12] Ce qui compte pour la grandeur des deux composantes *P* et *S* et donc pour la grandeur de la force de cisaillement effective K_S, c'est évidemment l'inclinaison *spatiale* du plan de la fracture par rapport à la ligne d'action de la compression effective (*R*). On peut considérer cette ligne d'action de la compression *R* exercée sur la tête fémorale comme située dans le plan frontal (voir page 94). D'autre part, l'expérience nous l'apprend, l'inclinaison du plan de la fracture en direction frontale par rapport au plan horizontal est le plus souvent beaucoup plus importante que son inclinaison en direction sagittale. La projection sur le plan frontal indique l'inclinaison du plan de la fracture en direction frontale par rapport au plan horizontal. Elle peut donc servir de base unique et comparative pour les recherches.

Il en va autrement lorsque des mesures thérapeutiques (réorientation) diminuent de façon appropriée l'inclinaison du plan de la fracture en direction frontale (20°). Dans ces conditions, une inclinaison préalable du plan de la fracture en direction *sagittale* par rapport au plan horizontal, non modifiée par la réorientation, prend de l'importance si elle dépasse 20°. Les forces agissantes dépendent alors de ce plan d'inclinaison. Il ne faut pas oublier ce fait si l'on veut évaluer correctement la possibilité d'action de la réorientation dans les cas particuliers.

La radiographie non stéréoscopique donne une certaine idée de l'inclinaison spatiale du plan de la fracture: ce n'est qu'en l'absence d'une inclinaison en direction sagittale que le plan de la fracture apparaît comme une ligne, pour une rotation adéquate du membre inférieur. S'il existe une inclinaison de ce plan de la fracture en direction sagittale, les surfaces fracturaires apparaissent toujours comme une zone claire ellipsoïdale plus ou moins irrégulière dont le diamètre transversal est d'autant plus grand que le plan de la fracture est plus incliné en direction sagittale par rapport au plan horizontal (voir fig. 55).

La résorption du col fémoral supprime presque toujours l'inclinaison du plan de la fracture en direction sagittale. Il s'agit d'un phénomène caractéristique. Ainsi, après disparition complète du col fémoral, le plan de la pseudarthrose ou de la néo-articulation, en général, présente exclusivement une inclinaison en direction frontale. Il se trouve donc perpendiculaire au plan frontal (voir fig. 109, 148, 158).

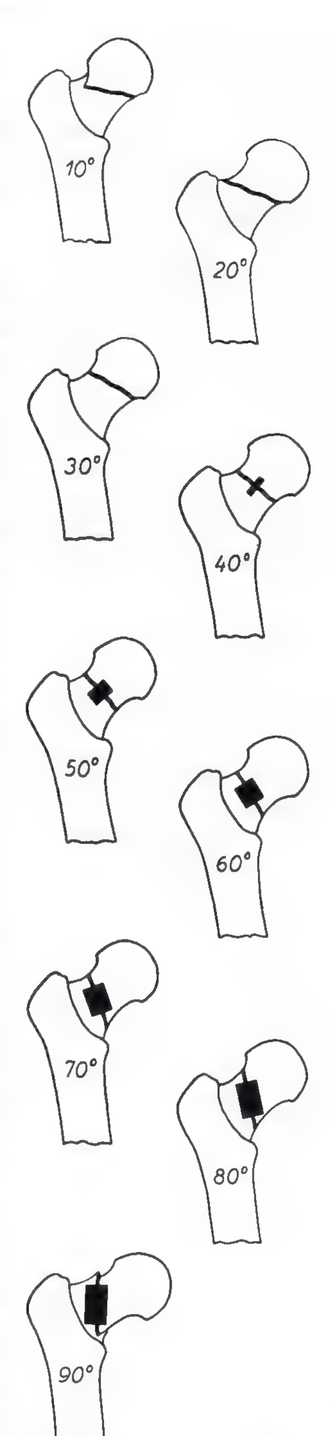


Fig. 25. Représentation graphique de la résistance du tissu de régénération, indispensable à la guérison de la fracture du col fémoral, pour différentes inclinaisons du plan de la fracture sur l'horizontale

régénération le plus faible doit suffire à entraîner la guérison osseuse lorsque l'inclinaison du plan de la fracture ne dépasse pas environ 25°. Dans ce cas, la compression agissant sur la tête du fémur sous forme d'une sollicitation en compression fonctionnelle pure favorise la formation de cal osseux. Le schéma fig. 25 représente la capacité de résistance du tissu de régénération nécessaire à la guérison, pour différents angles d'inclinaison du plan de la fracture. Il apparaît que, jusqu'à une inclinaison d'environ 25°, le tissu de régénération ne doit présenter aucune capacité de résistance vis-à-vis de la sollicitation mécanique nuisible. Par contre, avec l'accroissement de l'inclinaison, la capacité de résistance du tissu de régénération nécessaire à la guérison osseuse augmente très rapidement, comme l'indique la grandeur des rectangles noirs.

La composante de compression pure

L'effet de la composante de compression P sur le tissu de régénération revêt en outre une importance décisive. Dans tous les cas, elle presse le fragment capital contre le fragment cervical. Peu importe que la composante S de déplacement dépasse la compression de la composante P et agisse comme une force de cisaillement effective ou que la composante P reste elle-même efficace à la suite d'une inclinaison peu prononcée du plan de la fracture ou d'un coefficient de frottement par hasard élevé (engrènement). Dans tous les cas, la composante P entraîne une contrainte de compression dans le tissu de régénération. Celle-ci reste sans effet sur le processus de guérison, elle reste *latente* [13], dans les cas où une force de cisaillement effective existe. La composante de compression P n'entraîne pas une contrainte de compression également distribuée sur toutes les surfaces fracturaires, comme on pourrait d'abord le supposer. Ce cas ne se présente que si la force de compression résultante R passe par le centre des portions des surfaces fracturaires qui se recouvrent. Dans tous les autres cas, la composante P provoque ou une compression répartie inégalement dans tout le foyer de fracture (fig. 38, 40, 53), ou une compression dans une partie seulement du foyer de fracture et une traction dans le reste de celui-ci (fig. 26, 44, 85). La façon de calculer la distribution de la contrainte dans le plan de la fracture est expliquée plus en détail à la fin du travail.

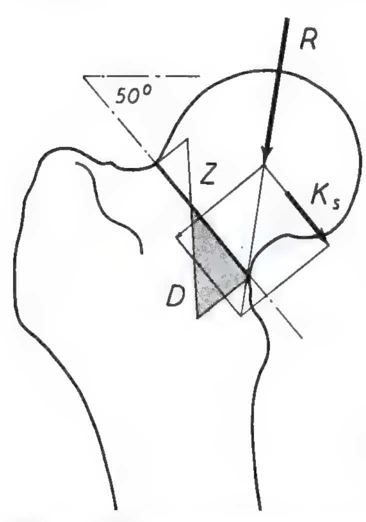


Fig. 26. Distribution des contraintes dans le foyer de fracture. D = contrainte de compression latente (triangle ombré); Z = contrainte de traction (triangle blanc). La grandeur de la contrainte est en chaque endroit des surfaces fracturaires égale à la distance entre la ligne des contraintes et la ligne de base

En résumé, lorsque l'inclinaison augmente, la grandeur de la compression diminue en général de plus en plus dans la moitié supérieure de la fracture et une sollicitation en traction de plus en plus grande s'y produit alors que, dans la moitié inférieure de la fracture et vers le coin inférieur, la sollicitation en compression augmente progressivement. En gros, plus petite est l'inclinaison du plan de la fracture (fig. 38, 40, 42) ou plus loin le fragment capital est déplacé latéralement par rapport au fragment cervical (fig. 27, 53), (c.-à-d. lorsque l'extrémité supérieure du fémur s'est déformée en coxa valga), plus grande est la partie du foyer de fracture qui se trouve en compression

[13] Dans les schémas, les signes gardent une signification uniforme: P = force de compression; K_s = force de cisaillement effective; D = contrainte de compression; Z = force de traction et contrainte de traction. Dans tous les dessins, la contrainte de compression effective est indiquée par une zone hachurée, contrairement à la contrainte de compression latente. Les forces effectives sont représentées par des flèches épaisses. Ce n'est qu'à la fig. 26 que la contrainte de compression latente est aussi indiquée par une zone ombrée.

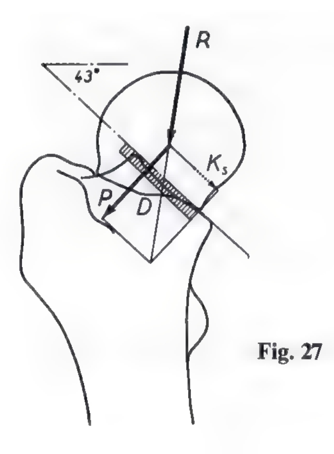


Fig. 27

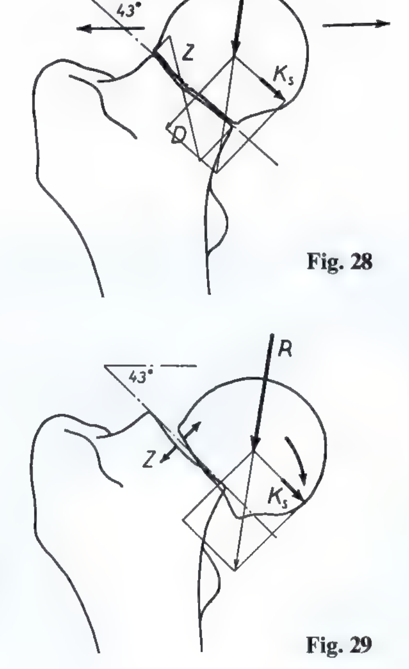


Fig. 28

Fig. 29

Fig. 27, 28 et 29. Effet d'un déplacement et d'une rotation du fragment capital par rapport au fragment trochantérien, sur la sollicitation mécanique du tissu de régénération

et plus uniformément la contrainte de compression y est distribuée. Inversement, lorsque l'angle d'inclinaison augmente (fig. 85) ou lorsque le déplacement médial du fragment capital par rapport au fragment cervical s'accuse (fig. 44), (c.-à-d. lorsque la coxa vara s'accentue) la sollicitation en compression diminue dans la moitié supérieure de la fracture pour faire place à une sollicitation en traction de plus en plus grande. Cette règle vaut aussi longtemps que la ligne d'action de la force de compression *R* traverse la surface sur laquelle s'appuie le fragment capital.

Le moment de basculement effectif

La sollicitation du tissu de régénération est essentiellement différente lorsque la ligne d'action de *R* ne traverse plus la surface d'appui mais se trouve plus ou moins médiale par rapport à celle-ci (fig. 30, 36, 47). La force de compression *R* entraîne alors un «moment de basculement effectif» agissant sur le fragment capital. Celui-ci basculera autour du coin inférieur du fragment cervical dans le sens des aiguilles d'une montre. *En conséquence, les surfaces fracturaires tendent à bâiller. A partir d'une certaine valeur du moment de basculement effectif, des forces de traction agissent dans presque tout le tissu de*

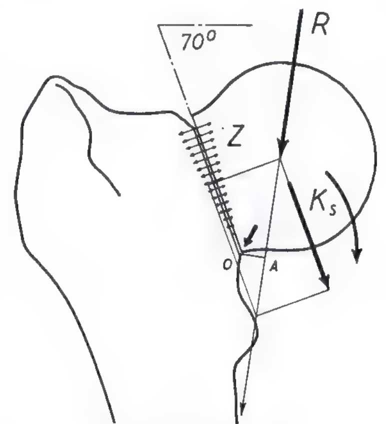


Fig. 30. Effet du moment de basculement effectif sur la sollicitation du tissu de régénération. $O - A$ = bras de levier du moment de basculement effectif; K_s = force de cisaillement effective; Z = contrainte de traction

régénération. Ces cas sont particulièrement défavorables à la guérison osseuse parce que deux forces nuisibles agissent sur le tissu de régénération: une force de cisaillement effective et une force de traction. Ce sont des stimuli mécaniques qui, tous deux, agissant avec une grandeur suffisante, provoquent la transformation du tissu de régénération en tissu conjonctif.

La tendance au basculement du fragment céphalique et la sollicitation en traction ainsi provoquée dans le tissu de régénération n'apparaissent que si le plan de la fracture est très incliné ou si le fragment capital est suffisamment déplacé ou tourné en bas ou en dedans par rapport au fragment cervical. C'est en général le cas lorsqu'on se trouve en présence d'une image de coxa vara.

Répartition des fractures du col du fémur d'un point de vue mécanique

En résumé, la compression de la tête fémorale peut s'exercer sur le tissu de régénération essentiellement de trois façons. Du point de vue pronostic et traitement, j'estime donc utile de répartir les différentes fractures du col fémoral en trois groupes d'après leur situation mécanique.

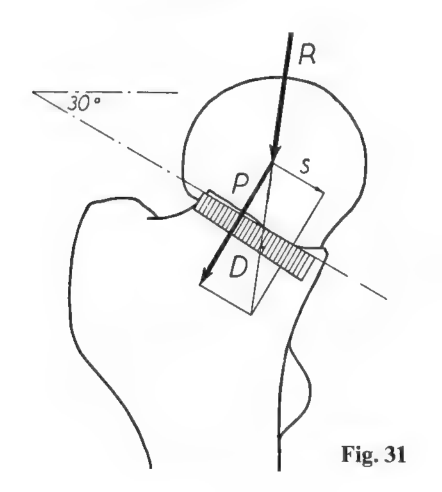


Fig. 31

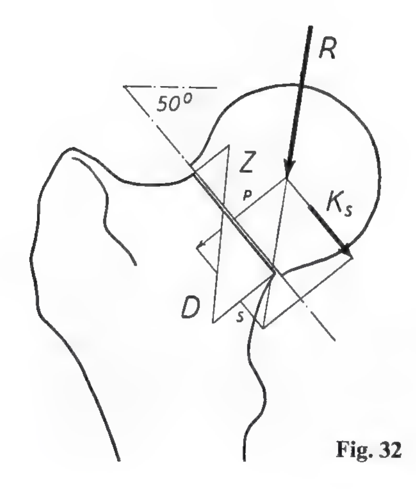


Fig. 32

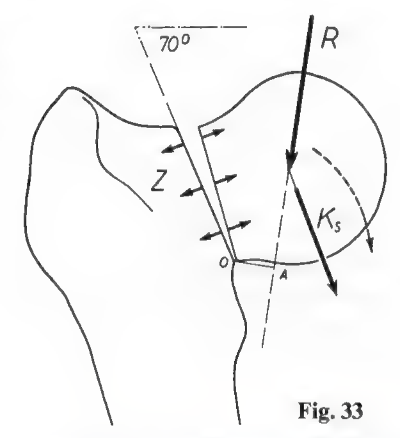


Fig. 33

Fig. 31. Analyse mécanique d'une fracture du premier degré. Seule la composante de compression P agit sur le tissu de régénération osseux. Sa grandeur est à peu près égale à R. L'effet de la composante de déplacement pur S est compensé par le frottement entre les surfaces fracturaires. La composante P provoque une contrainte de compression effective dans le foyer de fracture. Cette contrainte a partout à peu près la même grandeur parce que R croise le trait de fracture près de son milieu

Fig. 32. Analyse mécanique d'une fracture du deuxième degré. C'est la force de cisaillement effective K_s qui agit sur le tissu de régénération osseux. La composante de compression P n'exerce aucun effet sur celui-ci. Dans une partie du foyer de fracture elle provoque une contrainte de compression latente

Fig. 33. Analyse mécanique d'une fracture du troisième degré. C'est la force de cisaillement effective (K_s) et une force de traction (Z) due au moment de basculement effectif ($R \cdot OA$) qui agissent sur le tissu de régénération osseux. Seul le coin inférieur du fragment trochantérien (O), le fulcrum pour le fragment capital, se trouve soumis à une contrainte de compression latente

Les fig. 34, 35 et 36 représentent un modèle d'une fracture du col fémoral. Ce modèle servira à démontrer les forces agissant sur le tissu de régénération. La force de compression R exercée sur la tête fémorale est matérialisée par la traction d'un poids de 10 kg agissant au centre de la tête fémorale suivant une direction appropriée (8°). La force qui déplace le fragment capital vers le bas par rapport au fragment trochantérien (K_s) est mesurée par un dynamomètre à ressort pouvant mesurer jusqu'à 10 kg. La mesure est indiquée sur un cadran par l'intermédiaire d'une aiguille. L'inclinaison du plan de la fracture peut être choisie à volonté. Grâce à un système de leviers, la direction de la traction exercée par le poids est maintenue constante



Fig. 34. Le modèle correspond à une fracture du premier degré. L'inclinaison du plan de la fracture est de 25°. L'aiguille ne bouge pas. Ceci provient de ce qu'aucune force de déplacement effective n'agit sur le fragment capital. La force de compression (R) exercée sur la tête fémorale comprime le fragment capital contre le fragment cervical. Elle agit en compression fonctionnelle sur le tissu de régénération

1. *Fractures du premier degré. La sollicitation mécanique agit en compression fonctionnelle (P). Le tissu de régénération se trouve sous compression effective dans toute son étendue (fig. 31, 34, 38, 40, 42).*

2. *Fractures du deuxième degré. La sollicitation mécanique agit comme une force de cisaillement effective (K_S). La composante de compression (P) ne peut exercer aucune influence sur le tissu de régénération. Elle reste donc latente (fig. 32, 35, 85).*

3. *Fractures du troisième degré. La sollicitation mécanique agit comme une force de cisaillement effective (K_S) combinée à une force de traction (Z). Elle comprend donc deux forces nuisibles (fig. 33, 36, 47, 93).*



Fig. 35. Le modèle correspond à une fracture du deuxième degré. L'inclinaison du plan de la fracture est de 40°. La force de compression (*R*) exercée sur la tête fémorale traverse encore la surface supportant le fragment capital. La position de l'aiguille sur le cadran montre que le fragment capital est poussé vers le bas avec une grande force. Par conséquent, le tissu de régénération se trouve soumis à une contrainte de cisaillement élevée



Fig. 36. Le modèle correspond à une fracture du troisième degré. L'inclinaison du plan de la fracture est de 70°. La force de compression (R) exercée sur la tête fémorale ne traverse plus le support du fragment capital. Elle passe en dedans de celui-ci. Par conséquent, un moment de basculement effectif agit sur le fragment capital. Il tend à faire pivoter celui-ci dans le sens des aiguilles d'une montre et à écarter ainsi l'une de l'autre les surfaces fracturaires. L'aiguille se trouve presque au bout du cadran. Ceci montre que le fragment capital est en outre poussé vers le bas avec une force (K_S) dont la grandeur correspond à peu près à la force de compression (R) exercée sur la tête fémorale. Ainsi le tissu de régénération se trouve sous une contrainte de cisaillement très élevée et sous une contrainte de traction

L'apparent arbitraire de l'évolution et l'état final de la fracture du col du fémur démontrent l'action régulière de forces mécaniques sur le processus de guérison

Dans la fracture du col fémoral, l'équilibre entre la capacité de résistance et la sollicitation du tissu de régénération, équilibre nécessaire à la guérison, peut être beaucoup plus facilement perturbé que dans d'autres fractures. C'est ce qui ressort des raisonnements précédents. D'une part, la sollicitation mécanique de la fracture du col du fémur est considérablement plus grande que celle d'autres fractures. D'autre part, la capacité de résistance du tissu de régénération de la fracture du col fémoral est nettement moindre parce qu'il n'y a pas de cal périostique et donc pas de protection naturelle contre l'irritation mécanique. Mais surtout, dans les différentes fractures du col fémoral, la sollicitation mécanique peut exercer des effets diamétralement opposés sur le processus de guérison. C'est extrêmement important pour celui-ci. En d'autres mots, *c'est la situation mécanique de chaque fracture qui, dès le départ, influence de façon décisive le processus de guérison et le résultat.* Ce fait est entièrement confirmé par les observations cliniques et par l'action des méthodes de traitement connues.



Fig. 37

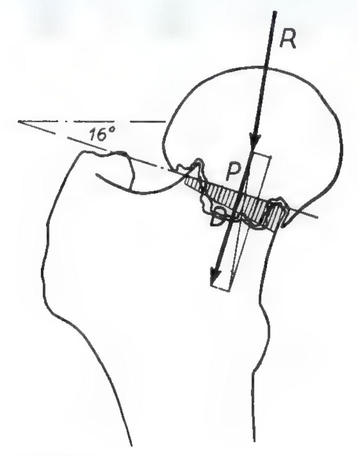


Fig. 38

La variabilité des résultats

Le tableau clinique de la fracture du col fémoral est dominé en tout premier lieu par un manque caractéristique d'uniformité du processus de guérison et des résultats. D'un côté on observe régulièrement que la fracture du col guérit par liaison osseuse, même chez des patients âgés et même sans traitement. D'autre part, dans beaucoup de cas elle n'arrive pas à guérir malgré un traitement soigneux, même chez des jeunes. Elle se termine alors en pseudarthrose ou en néo-articulation. Cette énigmatique disparité qui ne peut pas s'expliquer du point de vue biologique se comprend maintenant. Les cas où le plan de la fracture n'est que peu incliné et où le tissu de régénération se trouve sous une compression effective dans toute son étendue doivent guérir par liaison osseuse quel que soit le traitement et même sans traitement. En effet, la sollicitation mécanique, provoquée par la force des muscles en position couchée et par le poids du corps en station debout et à la marche, favorise la formation d'un cal osseux de façon remarquable. Elle ne comprend aucune composante nuisible pour le tissu de régénération. Cette sollicitation mécanique favorise la guérison et ne compromet ni le tissu de régénération ni la position des fragments. Par contre, les cas où l'inclinaison du plan de la fracture est très grande ou ceux où le fragment capital est fortement déplacé en bas ou en dedans par rapport au fragment trochan-


Fig. 39


Fig. 41

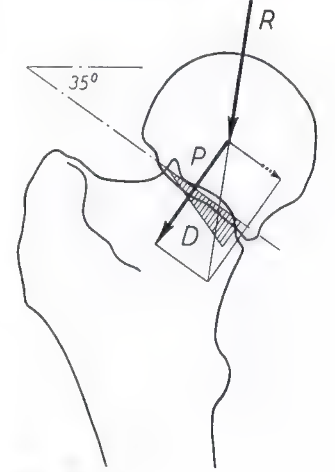


Fig. 40

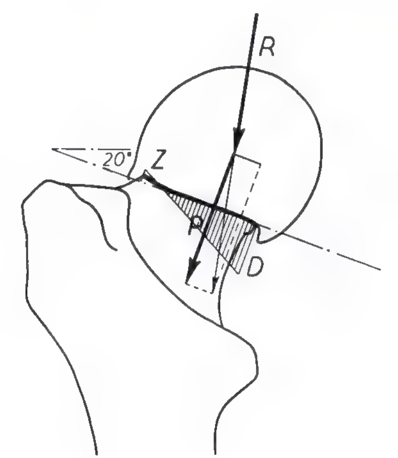


Fig. 42

térien ne peuvent guérir qu'exceptionnellement par une liaison osseuse malgré un traitement soigneux. Dans ces cas, la force de cisaillement effective associée à une force de traction pure exerce un effet tellement nuisible que même un tissu de régénération optimalement développé peut ne pas être en état de surmonter une influence nuisible aussi grande.

Ce n'est donc pas par hasard que la première fracture du col fémoral guérie que SCHMORL trouva parmi un énorme matériel et qui provenait d'une femme de 48 ans, avait guéri par liaison osseuse sans traitement (fig. 37). Elle devait guérir par liaison osseuse parce que, à cause du peu d'inclinaison du plan de la fracture (16°), le tissu de régénération se trouvait sous une compression effective dans toute son étendue (fig. 38). La même explication vaut pour les deux cas repris aux fig. 39–42. Malgré l'âge avancé des patients (50 et 52 ans) et bien que ceux-ci soient restés sans traitement, ces deux fractures devaient elles aussi guérir par



Fig. 43 (3. 7. 34)

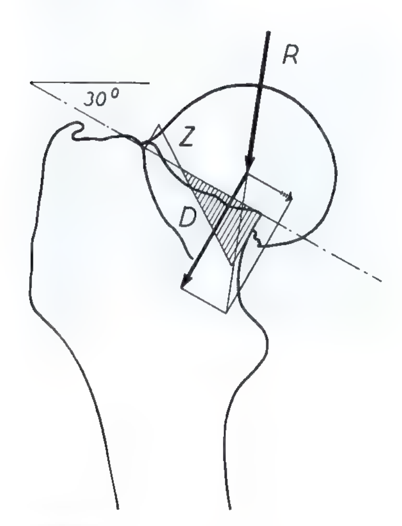


Fig. 44

liaison osseuse parce que, dans ces cas également, le tissu de régénération se trouvait soumis à une sollicitation aussi favorable (fractures du premier degré). Le cas fig. 43–45 est particulièrement intéressant. Il concerne une femme de 56 ans. A un examen superficiel, la fracture paraissait d'abord défavorable puisqu'à la suite d'un léger déplacement médial du fragment capital par



Fig. 45 (27. 2. 35)

rapport au fragment cervical, on avait l'image d'une coxa vara. A l'analyse mécanique, il apparut cependant que le cas était, au contraire, très favorable parce que le foyer de fracture se trouvait sous une compression effective dans une grande partie de son étendue à la suite de son inclinaison peu prononcée (fig. 44). C'est pourquoi j'ai laissé le cas à lui-même sans traitement. Je me suis contenté de suivre l'évolution du processus de guérison par des radiographies à intervalles réguliers. Après 4 semaines de repos au lit, la patiente commença à marcher, d'abord en s'aidant de cannes-béquilles, ensuite de cannes. Environ 6 mois après l'accident, elle pouvait déjà abandonner partiellement les cannes à l'intérieur. La radiographie (fig. 45) prise 9 ½ mois après l'accident montre que la fracture est guérie par cal osseux sans accentuation de la déformation [14].

Au contraire, voici un cas qui développa une pseudarthrose malgré des conditions favorables et un traitement convenable et prudent (fig. 46–49). Il s'agit d'un garçon de 9

[14] Dans les fractures 40 et 44, il n'y a pas de force de cisaillement effective bien que l'inclinaison du plan de la fracture dépasse 25°. Comme conséquence de l'engrènement, il faut admettre un coefficient de frottement plus élevé (voir pages 37, 104 et fig. 184 b, courbe continue).

ans qui subit une fracture latérale du col fémoral après une chute du deuxième étage. La fracture fut réduite et traitée selon WITHMAN durant 9 mois. Durant une année supplémentaire on prescrivit un appareil d'appui ischiatique. Néanmoins, une pseudarthrose se développa ultérieurement. Elle ne guérit qu'à l'âge de 19 ans avec une déformation prononcée en varum après que le fragment capital eût trouvé un certain appui sur le petit trochanter. L'analyse mécanique de ce cas (fig. 47) montre que le plan de la fracture était presque vertical (80°). La fracture appartenait aux fractures du troisième degré, dans lesquelles la formation d'un tissu de régénération osseux est extrêmement compromise par l'action d'une force de cisaillement effective spécialement grande, combinée à une force de traction.

On observe souvent aussi qu'une fracture du col fémoral apparemment guérie évolue progressivement vers la pseudarthrose après la mise en charge. On le comprend maintenant car, si le traitement initial est efficace, *les stimuli mécaniques nuisibles ne peuvent exercer complètement leur effet sur le tissu de régénération qu'à la mise en charge.* Le cas fig. 50 paraissait consolidé après 6 mois de traitement à la manière de WITHMAN. La radiographie fig. 51, prise 3 mois après la mise en charge, fit apparaître une zone claire typique et la disparition progressive du col fémoral. Comme le montre l'analyse mécanique du cas (fig. 52), à cause de l'inclinaison importante du plan de la fracture, lors de la mise en charge, une force de cisaillement effective très importante s'exerça sur le tissu de régénération osseux, peut-être déjà partiellement formé. Elle entraîna la régression de celui-ci et produisit et entretint la disparition du col fémoral.



Fig. 46 (18. 5. 22)

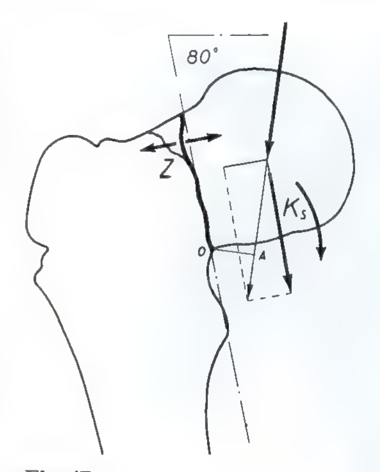


Fig. 47

Les fractures appelées en ab- et en adduction

On comprend de même que la fracture en abduction présente une tendance remarquable à la guérison. Celle-ci s'observe souvent même en l'absence de tout traitement. FR. LANGE, entre autres, le fait remarquer. D'un autre côté, la fracture en adduction ne guérit qu'exceptionnellement par liaison osseuse. Comme BÖHLER le montrait lors d'un des derniers congrès, d'après sa très grande expérience, cette fracture évolue le plus souvent vers la pseudarthrose malgré un enclouage selon SMITH-PETERSEN.

Le comportement différent de ces deux fractures provient surtout de ce que la fracture en abduction, par essence, ne présente qu'une inclinaison relativement petite du plan de la fracture. En outre, le fragment capital a le plus souvent pivoté en dehors et est plus ou moins fermement engrené dans le fragment cervical. Par conséquent, tout le tissu de régénération est soumis à une com-

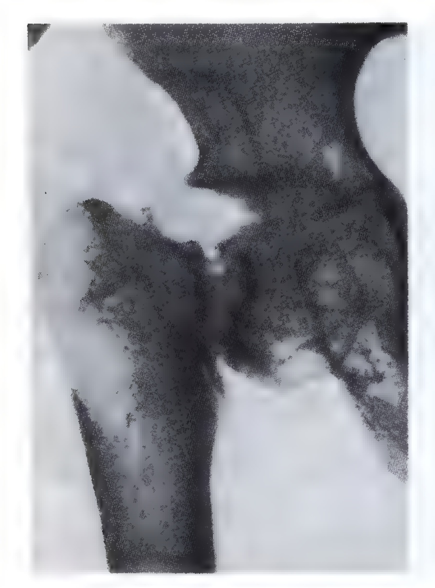


Fig. 48



Fig. 49



Fig. 50 (26. 2. 32)

pression effective (fig. 53). Par contre, la fracture en adduction fait partie des fractures du troisième degré. Celles-ci se caractérisent par le fait que le tissu de régénération y est soumis à la fois à un cisaillement important et à une traction (fig. 54).

L'effet de la mise en charge

Les explications théoriques montrent en outre pourquoi la formation de cal n'est habituellement pas favorisée par la mise en charge dans la fracture du col fémoral, contrairement aux autres fractures. Ce n'est souvent que la mise en charge qui provoque la formation d'une pseudarthrose. La faute en revient à la force de cisaillement effective qui, dans la fracture du col fémoral, agit entièrement sur le tissu de régénération non protégé. Dans une fracture diaphysaire dont le foyer de fracture présente la même inclinaison, l'action de la force de cisaillement effective est éliminée par l'anneau de cal périostique, de sorte que la mise en charge agit sur le tissu de régénération dans le sens d'une compression fonctionnelle pure. Celle-ci favorise la formation de cal osseux (fig. 9). *La mise en charge n'exerce une influence favorisant la guérison osseuse, comme dans les autres fractures, que dans les fractures du col fémoral où cette mise en charge agit dans le sens d'une compression fonctionnelle pure du fait du peu d'inclinaison du plan de la fracture.*

La résorption du col fémoral

La résorption plus ou moins étendue du col fémoral est un signe caractéristique de la

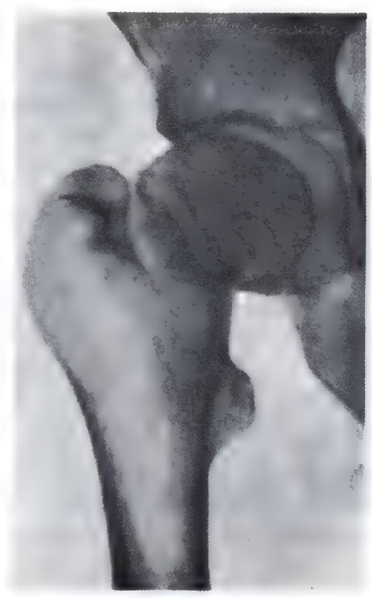


Fig. 51 (24. 11. 32)

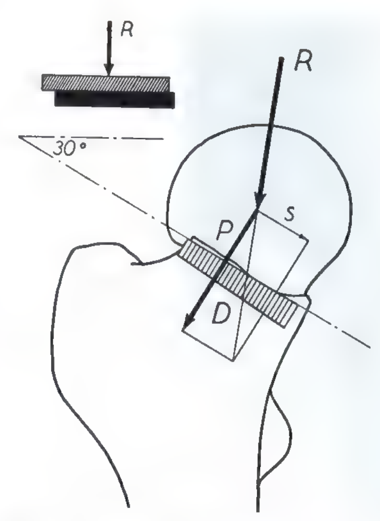


Fig. 53. Analyse mécanique d'une fracture en abduction. Le tissu de régénération se trouve sous une contrainte de compression effective (*D*) dans toute l'étendue du foyer de fracture

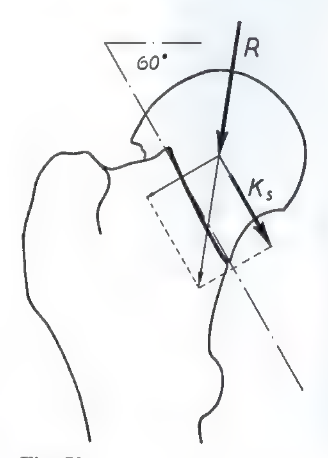


Fig. 52

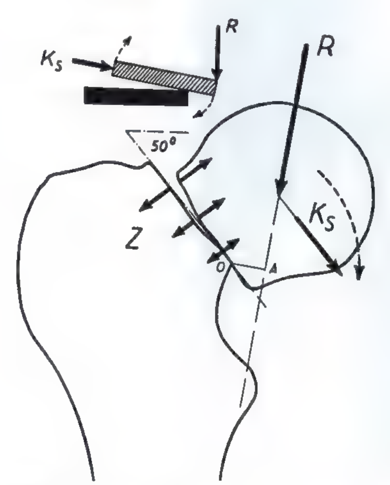


Fig. 54. Analyse mécanique d'une fracture en adduction. Le tissu de régénération subit l'effet d'une force de cisaillement effective (K_s) élevée et en même temps celui d'une force de traction (Z) provoquée par le moment de basculement effectif ($R \cdot OA$)

fracture cervicale. Elle ne peut pas s'expliquer uniquement par des conditions anatomiques défavorables. L'idée que la résorption des extrémités fracturaires dépend d'une façon quelconque de facteurs mécaniques a déjà été exprimée plusieurs fois (Lorenz). Anschütz et Portwich ont posé la question : «La disparition du col fémoral n'est-elle pas seulement un processus secondaire, une conséquence d'une insuffisance de la fixation ou de la fonction, ne peut-elle être un phénomène passager?» Comme les analyses ultérieures le montreront, il faut répondre par l'affirmative à cette question. En aucun cas la pression intra-articulaire (Bardenheur, Frangenheim), c.-à-d. une sollicitation en compression trop grande, ne peut être rendue responsable de la disparition du col fémoral. Au contraire, c'est précisément


Fig. 55 (11. 9. 34)

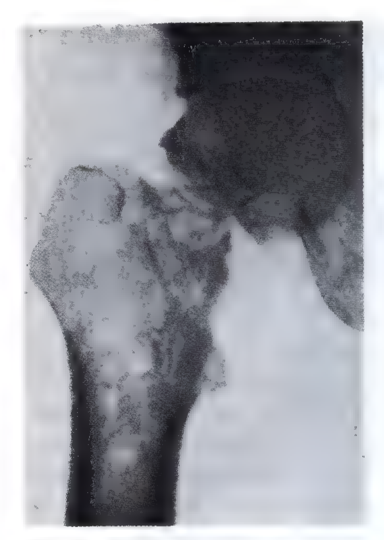

Fig. 57 (19. 11. 34)


Fig. 56 (13. 11. 34)


Fig. 58 (31. 1. 35)

l'absence de sollicitation fonctionnelle qui déclenche la résorption, comme SCHMORL et WHITMAN le soupçonnent, *mais à la condition qu'on entende par sollicitation fonctionnelle une sollicitation en compression pure.*

En ce qui concerne la disparition du col fémoral, il faut, à mon avis, distinguer entre la disparition précoce, primaire, qui souvent déjà dans les premières semaines après la fracture peut être très importante, et la disparition secondaire qui, le plus souvent, n'apparaît qu'après le début de la mise en charge et, en général, se présente à la radiographie sous la forme d'une zone claire progressive relativement étroite .

La disparition précoce peut, entre autres, être causée par un éclatement plus ou moins étendu du col fémoral dû à la violence du traumatisme. Les parties dilacérées se résorbent alors précocement parce qu'elles sont mal vascularisées et parce qu'elles ne sont pas conglomérées dans une masse de périoste. Dans ce cas, une résorption plus ou moins importante des fragments se produit si

du cal périostique ne se forme pas pour une raison ou pour une autre. Elle entraîne sans doute la disparition précoce du col. A ce point de vue, les découvertes expérimentales de MARTIN et WILLICH sont instructives. D'après ces auteurs, il se produit toujours une atrophie des fragments d'une ostéotomie avec ostéoporose prononcée de la corticale si, les fragments étant séparés, il n'y a ni formation de cal périostique ni sollicitation fonctionnelle en compression. Les processus régressifs peuvent être particulièrement importants dans la fracture du col fémoral à cause des conditions anatomiques défavorables. On le comprend facilement. A cause du peu d'épaisseur de la corticale, la capacité de résistance des extrémités fracturaires est diminuée de façon bien plus considérable que dans une fracture diaphysaire. *La dégénérescence des extrémités fracturaires est finalement favorisée non seulement par l'absence de sollicitation trophique en compression mais surtout par l'action de stimuli mécaniques nuisibles.* En général, elle n'est pas favorisée par un «frottement continuel» comme, entre autres, AXHAUSEN, EWALD et KROH le supposent, mais bien par l'action d'une sollicitation mécanique nuisible sous forme de *contrainte* de cisaillement et particulièrement de traction, qui s'exerce sur les extrémités fracturaires lorsque celles-ci ne sont pas fixées. C'est pourquoi, lors du traitement par traction continue, nous observons si souvent la disparition précoce et trés étendue du col fémoral.

Les figures 55 à 58 représentent un cas typique de disparition primaire du col fémoral.

Dans ce cas, le traitement par traction continue ne pouvait garantir la position des fragments, comme le démontre le déplacement de ceux-ci après 2 mois (fig. 56). La modification progressive de la position et le diastasis entre les surfaces fracturaires devaient d'abord empêcher la formation de tissu de régénération osseux. Ensuite ils entraînèrent sur les extrémités fracturaires dégénérées l'action de forces de traction et de cisaillement par l'intermédiaire du tissu reliant les fragments. La contrainte de traction peut exercer un effet délabrant, comme le démontrent les radiographies des cas fig. 72 à 76. Dans ces cas, l'action de la contrainte de traction pure peut seule être rendue responsable de la dégénérescence du tissu osseux. Les radiographies réalisées après une nouvelle réduction de la fracture montrent la dégénérescence progressive du tissu durant la suite du traitement par traction continue (fig. 57, 58).

Comme déjà mentionné, la résorption secondaire du col fémoral apparaît généralement comme une zone relativement étroite d'ostéoporose (fig. 51). Elle est provoquée tout d'abord par l'action de la composante de déplacement *S*. Les trabécules spongieuses, reliées entre elles au niveau du foyer de fracture par l'engrènement ou par du tissu conjonctif, sont sollicitées en flexion ou en cisaillement par l'action de la composante de déplacement *S* qui pousse le fragment capital vers le bas. Comme dans les expériences de MARTIN et de WILLICH sur le cubitus sain du chien, il doit y avoir résorption du tissu osseux et formation de tissu conjonctif dans les différentes trabécules, à l'endroit de la sollicitation maximale en flexion. Les trabécules sont brisées l'une après l'autre et progressivement transformées en tissu conjonctif, de sorte que finalement tout le col fémoral peut se transformer en un large ligament entre la partie trochantérienne et la tête. De même, dans des cas paraissant guéris, souvent la liaison osseuse encore récente ne peut pas résister à l'augmentation de sollicitation due à la position debout. Le tissu de régénération peut alors être remplacé par du tissu conjonctif comme lors du remaniement aigu de l'os.

C'est donc en premier lieu la *contrainte* de traction et de cisaillement qui déclenche et entretient la disparition du col fémoral et non pas le frottement dû au déplacement. La possibilité d'un vrai déplacement et de frottement n'existe que si le tissu conjonctif déjà formé s'est relâché sous l'effet de la sollicitation changeant alternativement de direction lors de la marche.

En l'absence de sollicitation fonctionnelle en compression, l'action de la traction et du cisaillement provoque et entretient la résorption du col fémoral. J'en vois la confirmation dans la préparation anatomique d'une résorption secondaire du col fémoral (fig. 59) [15]. Il n'est pratiquement rien resté du col osseux. Le fragment distal s'est résorbé jusqu'à la ligne intertrochantérienne, le proximal jusqu'à la limite de la tête. Les deux sont apparemment reliés par du tissu conjonctif interposé. Cependant l'image micro-

---

[15] WALTER: Zur Pathologie und Histologie des Schenkelhalsbruches. Verh. d. Deutsch orthop. Ges. 1932.

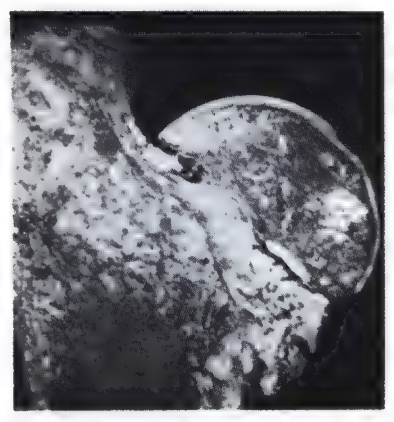


Fig. 59

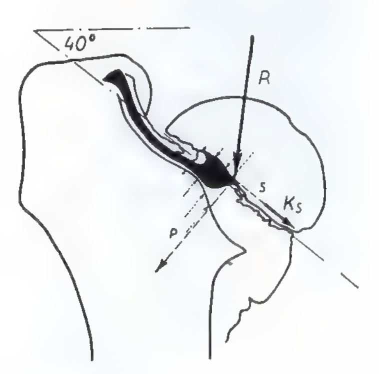


Fig. 60

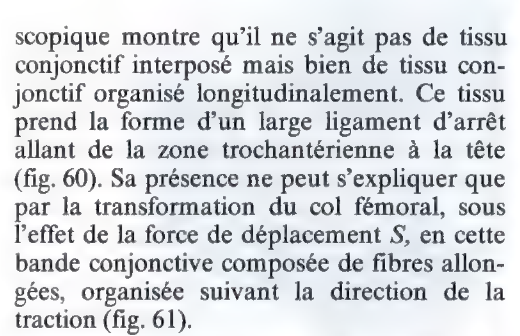
Fig. 61. Le col fémoral est transformé en un large ligament de tissu conjonctif.



Fig. 62 (27. 6. 33)



Fig. 63 (5. 10. 33)



scopique montre qu'il ne s'agit pas de tissu conjonctif interposé mais bien de tissu conjonctif organisé longitudinalement. Ce tissu prend la forme d'un large ligament d'arrêt allant de la zone trochantérienne à la tête (fig. 60). Sa présence ne peut s'expliquer que par la transformation du col fémoral, sous l'effet de la force de déplacement *S*, en cette bande conjonctive composée de fibres allongées, organisée suivant la direction de la traction (fig. 61).

La force de cisaillement effective peut aussi détruire du tissu osseux sain dont le diamètre est de loin plus grand que celui des trabécules osseuses. Le cas dont les radiographies ont été mises à ma disposition par Fründ, Osnabrück, le démontre. La réduction avait entraîné un engrènement éminemment favorable du coin supérieur du fragment cervical dans le fragment capital (fig. 62). Mais, à cause de l'inclinaison prononcée du plan de la fracture, l'effet de la force effective de cisaillement était tellement élevé que le tissu osseux ne pouvait résister. Suivant la direction de la force de cisaillement effective, il se forma une zone de résorption au coin latéral du fragment capital, rendant illusoire l'effet de l'engrènement. Le fragment capital glissa suivant la force de cisaillement effective. La petite portion du fragment capital détachée guérit par contre par formation d'os à l'endroit où elle se trouvait accrochée au moignon cervical (fig. 63, 64).

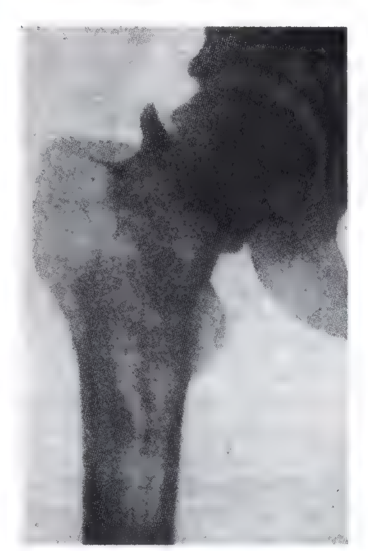


Fig. 64 (8. 1. 34)

Comme le montre l'analyse mécanique du cas (fig. 65, 66), la force de cisaillement effective exerçait son effet là où apparut la zone linéaire de résorption. D'autre part, le coin détaché du fragment capital guérit par liaison osseuse là où il était comprimé contre le moignon cervical. L'endroit où il était situé se trouvait soumis à une sollicitation efficace en compression *(D)* (voir fig. 127–129.

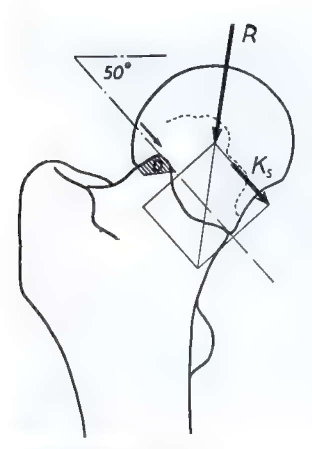


Fig. 65 (27. 6. 33)



Fig. 67. 30. 8. 1933. Femme de 67 ans. Trois mois après l'accident

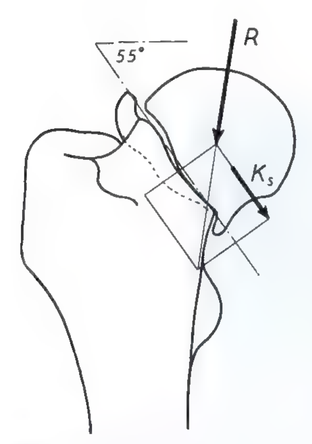


Fig. 66 (5. 10. 33)



Fig. 68. 1. 12. 1933. Trois mois après la «réorientation»

Dans ce cas aussi, la pointe du fragment capital s'unit par liaison osseuse avec le fragment trochantérien sous l'effet de la sollicitation en compression).

Comme preuve supplémentaire de mon point de vue, je retiens le fait que la résorption secondaire du col fémoral ne se produit le plus souvent qu'après le début de la mise en charge. Cette résorption peut être arrêtée immédiatement et la fracture guérit alors par liaison osseuse si, au lieu de la force de cisaillement effective, une force de compression fonctionnelle est amenée à agir sur le tissu de régénération. Les fig. 67, 68 le montrent.

Mais, du point de vue mécanique, la résorption du col fémoral peut être souhaitable dans les cas où, à cause d'une inclinaison prononcée du plan de la fracture, un moment de basculement effectif s'exerce sur le fragment capital. Après résorption complète du col, le fragment trochantérien se termine le plus souvent par une surface dont la situation correspond à peu près à la ligne intertrochantérienne et qui présente ainsi une inclinaison d'environ 50° par rapport à l'horizontale. La diminution de l'inclinaison et surtout le rapprochement du centre de la tête fémorale du support sur lequel celle-ci repose, le fragment trochantérien, ont comme conséquence que la compression de la tête fémorale entraîne une sollicitation latente en compression dans une zone plus étendue du foyer de fracture. Ainsi une fracture du troisième degré peut être transformée,

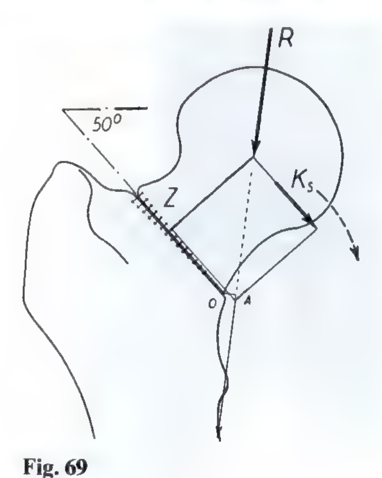


Fig. 69

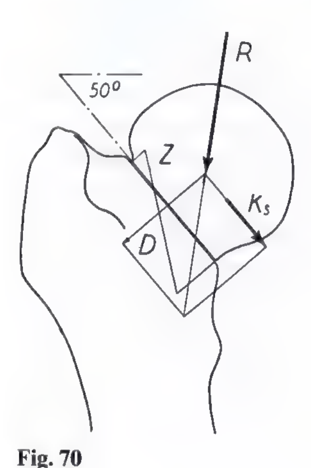


Fig. 70

par la disparition du col, en une pseudarthrose qui, du point de vue mécanique, présente la particularité d'une fracture du deuxième degré. Ceci ressort des schémas théoriques fig. 69 et 70. Si la sollicitation latente en compression s'exerce dans une partie suffisamment étendue du foyer de fracture, cette pseudarthrose peut encore être amenée secondairement à guérir par liaison osseuse par une méthode de traitement (surtout l'enclouage) convenant à la fracture fraîche du deuxième degré. Mais, pour que la thérapeutique agisse dans ces cas, il faut qu'il existe une pseudarthrose formée de tissu conjonctif et qu'une néo-articulation ne se soit pas constituée entretemps. Il ne faut donc pas que du tissu cartilagineux recouvre les surfaces fracturaires (voir page 71 et fig. 147 – 150).

L'engrènement des fragments

L'engrènement des fragments par lui-même crée des conditions favorables à la guérison de la fracture. Dans la fracture du col fémoral, il ne garantit cependant pas la guérison osseuse. Des observations cliniques confirment que l'engrènement n'entraîne pas nécessairement la guérison, ni dans les fractures médiales, ni dans les fractures latérales du col. Dans un certain pourcentage des cas, les fragments se désengrènent et une pseudarthrose se produit. C'est un fait d'expérience qui semble énigmatique à première vue. Des forces mécaniques influencent de façon décisive le processus de guérison. Surtout, les effets de ces forces sont diamétralement opposés dans les différentes fractures du col fémoral. Ceci explique que l'engrènement ne puisse pas entraîner la guérison osseuse dans tous les cas.

On comprend immédiatement qu'une fracture engrenée du premier degré doit guérir par liaison osseuse: les surfaces fracturaires y sont soumises à l'effet d'une compression fonctionnelle pure et il n'y a pas de forces de déplacement qui pourraient compromettre l'engrènement ou la formation de tissu de régénération osseux.

L'on comprend aussi que les fractures du troisième degré doivent évoluer généralement vers la formation d'une pseudarthrose malgré l'engrènement. L'accrochage des surfaces fracturaires ne peut pas résister si la sollicitation mécanique tend avec une grande force à déplacer les fragments l'un par rapport à l'autre et à les séparer. La sollicitation nuisible en cisaillement et en traction dans les fractures du troisième degré doit donc entraîner la résorption du tissu osseux des surfaces fracturaires déchiquetées et ainsi supprimer l'engrènement. De façon analogue, les mêmes forces peuvent déclencher et entretenir la disparition secondaire du col fémoral.

Ce n'est que dans les fractures du deuxième degré que l'engrènement, dans certaines circonstances, peut exercer une influence décisive sur le processus de guérison. Il peut s'opposer jusqu'à un certain point à la composante de déplacement *S*. Il peut ainsi ré-

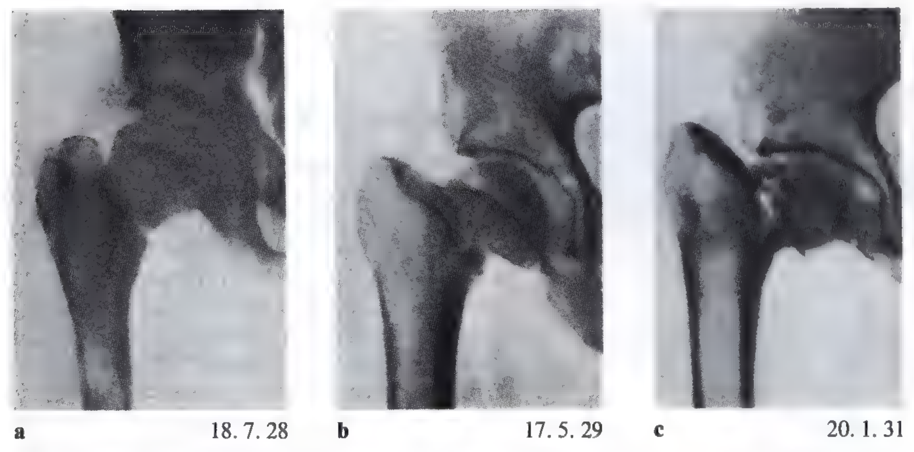


Fig. 71 a – c. Sous l'effet de la force de cisaillement effective, le fragment capital a progressivement glissé vers le bas jusqu'à ce que son coin inférieur ait trouvé un appui solide à hauteur du petit trochanter

duire la grandeur de la force de cisaillement effective agissant sur le tissu de régénération [16].

Les formes terminales de la fracture du col du fémur

Les conditions anatomiques ne peuvent pas toujours être rendues seules responsables de l'état final, variable et jusqu'à présent mal compris, de la fracture du col du fémur. Celui-ci s'explique aisément par l'analyse des forces agissant dans chaque cas particulier.

Si la grandeur de la force de cisaillement effective dépasse la capacité de résistance du tissu de régénération osseux, celui-ci régresse de façon typique. Dans ce cas, le fragment capital doit suivre plus ou moins rapidement la force de cisaillement effective et glisser vers le bas. Si, dans son parcours, il ne rencontre aucun point d'appui solide, son déplacement distal continue et sa liaison par tissu conjonctif avec le fragment trochantérien est étirée jusqu'à ce que le grand trochanter trouve un certain appui contre l'aile iliaque ou jusqu'à ce que le déplacement soit arrêté par une tension maximale des parties molles. Mais cet arrêt n'est pas solide aussi longtemps qu'il ne se forme pas un néo-cotyle au niveau du bassin. Par conséquent, du fait de l'appui élastique du grand trochanter, les différences de compression provoquées par l'alternance de mise en charge des membres lors de la marche entraînent un relâchement entre les fragments et un mouvement de cisaillement répété. Celui-ci provoque la formation d'une vraie néo-articulation par frottement et usure des surfaces fracturaires.

Entre les deux stades finaux extrêmes, la guérison osseuse d'une part et la néo-articulation mobile d'autre part, il existe des stades intermédiaires. Ceux-ci peuvent même revêtir un caractère définitif. Ils se caractérisent par une liaison conjonctive plus ou moins serrée des fragments. Ils apparaissent lorsque le fragment capital rencontre un obstacle ferme à son déplacement vers le bas, c.-à-d. lorsque la force de cisaillement effective est éliminée par un *«appui supplémentaire»*. Le plus souvent, le coin inférieur du fragment capital, constitué dans la plupart des cas par les restes de l'arc d'Adam, s'accroche au fragment cervical ou dans la région du petit trochanter et trouve là un obstacle à son déplacement vers le bas. L'accrochage à cet endroit se produit facilement parce que la compression agit au maximum sur la partie inférieure du fragment capital et presse ainsi ce dernier contre le côté médial du col. L'effet de la force de cisaillement effective est éliminé par l'appui solide dans la région du petit trochanter et ainsi le glissement distal du fragment capital s'arrête (fig. 71, 72).

Mais, dans ces cas, l'élimination de la force de cisaillement effective ne garantit pas la

---
[16] L'engrènement entraîne une augmentation du coefficient de frottement μ. Par conséquent, la différence $S - P \cdot \mu = K_s$ est réduite.



Fig. 72

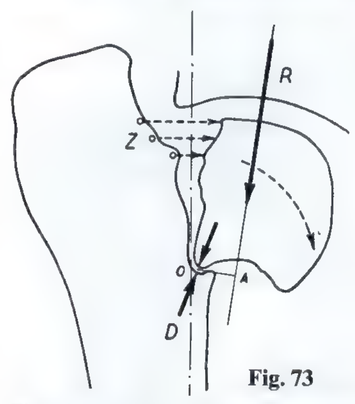


Fig. 73

Fig. 72 et 73. Par l'«appui supplémentaire» du fragment capital dans la région du petit trochanter, la force de cisaillement effective est éliminée. Conséquence du moment de basculement effectif ($R \cdot AO$), le tissu de régénération se trouve soumis à une contrainte de traction sous l'action de laquelle la pseudarthrose persiste

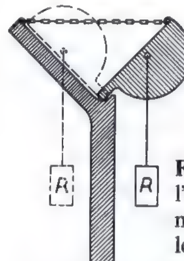


Fig. 74. Schéma montrant que l'effet du moment de basculement effectif sollicite en traction le tissu de régénération (chaîne) (voir aussi fig. 145)

guérison osseuse. En effet, elle ne modifie pas toujours de façon favorable la sollicitation mécanique du tissu de régénération. Du fait du changement des conditions mécaniques de la fracture (moment de basculement effectif), des contraintes de traction agissent maintenant sur le tissu de régénération. Elles entraînent la formation de tissu conjonctif tendu, organisé suivant la direction de la traction, c.-à-d. d'une pseudarthrose (fig. 72, 75, 76).

Le coin inférieur du fragment capital (fig. 73) a trouvé un appui en *O* dans la région du petit trochanter. Celui-ci empêche un déplacement plus considérable du fragment capital vers le bas. La direction de la force de compression *R* agissant sur la tête fémorale ne croise pas le support mais est médiale par rapport à celui-ci. Ceci entraîne un moment de basculement effectif qui tend à faire pivoter le fragment capital dans le sens des aiguilles d'une montre (fig. 74). Les surfaces fracturaires tendent à s'écarter l'une de l'autre et ainsi une force de traction s'exerce effectivement sur le tissu de régénération. Par conséquent, du tissu conjonctif allongé, organisé dans la direction de la traction, doit se former. Comme la sollicitation en traction constitue le *stimulus non seulement pour la formation mais aussi pour l'entretien de tissu conjonctif,* cet état peut rester définitif. De même, le point d'appui *O*, bien qu'une compression fonctionnelle s'y exerce, peut ne pas consolider parce que la liaison conjonctive élastique entre les surfaces fracturaires fait ressort lors de l'alternance de la mise en charge. Ceci provoque un basculement périodique du fragment capital et entraîne dans la zone d'appui un mouvement de cisaillement sous une compression élevée qui broie le tissu interposé.

On observe parfois aussi un autre type d'«appui supplémentaire». Son mode d'action est différent et explique le fait jusqu'à présent mal compris, qu'une pseudarthrose peut encore guérir tardivement par liaison osseuse, sans traitement. Il arrive que le grand trochanter trouve un appui solide contre le toit du cotyle après disparition du col fémoral (fig. 81). Ceci modifie les conditions mécaniques de la fracture. Le grand trochanter constitue alors un fulcrum *R* autour duquel le bassin tend à tourner dans le sens des aiguilles d'une montre. Par conséquent, le



Fig. 75. 27. 3. 28. «Appui supplémentaire» du fragment capital à hauteur du petit trochanter



Fig. 76. 21. 6. 28. Sous l'effet de la contrainte de traction, un élargissement de la zone claire et une séparation des surfaces fracturaires se produisent

fragment capital est comprimé contre son support. Au lieu d'une force de cisaillement effective, c'est maintenant une compression fonctionnelle pure qui agit sur le tissu interposé. Il s'agit d'un effet de casse-noix grâce auquel la guérison osseuse se réalise (fig. 77).

Les radiographies (fig. 78–80) permettent de suivre l'évolution de la sollicitation mécanique ainsi modifiée. Aussi longtemps qu'une force de cisaillement effective agit, le col fémoral se résorbe progressivement. Lorsque le toit du cotyle a trouvé appui sur l'extrémité du grand trochanter, la guérison osseuse commence. De ce point de vue, la disparition

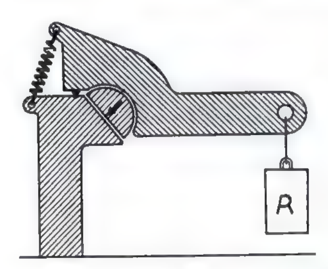


Fig. 77. Schéma illustrant la sollicitation du tissu de régénération par l'«appui supplémentaire» contre le toit du cotyle

du col fémoral peut exceptionnellement créer des conditions favorables pour la guérison osseuse.

L'effet des différentes méthodes de traitement comme confirmation de l'action des forces mécaniques sur le processus de guérison de la fracture du col du fémur

Le traitement par traction continue

Les raisonnements théoriques trouvent une autre confirmation dans le mode d'action des méthodes de traitement connues. Parmi celles-ci, la traction continue donne les plus mauvais résultats, d'après la plupart des auteurs et d'après les statistiques. Si on analyse son mode d'action du point de vue décrit plus haut, on arrive à la conclusion qu'en général elle ne peut absolument pas favoriser la formation d'un tissu de régénération osseux dans la fracture du col du fémur.

En position couchée, la sollicitation mécanique de la fracture du col fémoral provient de la tension de la musculature allant du bassin au fémur et au tibia. Celle-ci, en combinaison avec le psoas-iliaque, exerce sur-

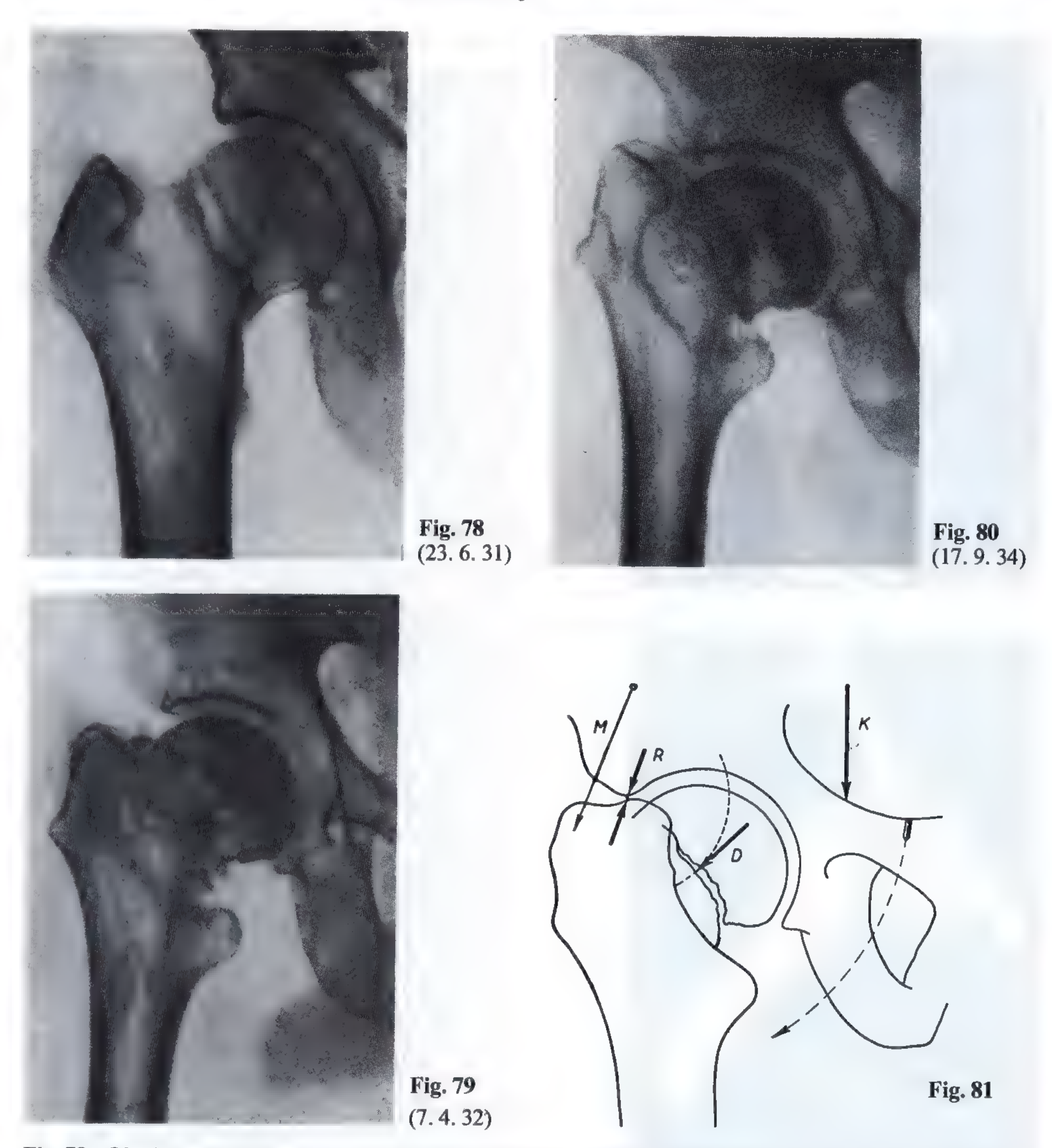


Fig. 78 – 81. A cause de l'appui du bassin sur le grand trochanter par le toit du cotyle, au lieu de la force de cisaillement effective, c'est une force de compression fonctionnelle qui agit sur le tissu de régénération. Elle entraîne la guérison osseuse

tout une action longitudinale sur la diaphyse fémorale de sorte que, dès le moment de la fracture, le fragment trochantérien est tiré avec une force considérable vers le haut par rapport au fragment capital. La traction continue étire la musculature qui tend à déplacer la diaphyse fémorale vers le haut mais elle n'élimine pas son tonus variable. Son action consiste essentiellement à opposer à la force musculaire tendant à déplacer le fragment distal vers le haut avec une énergie considérable, une force, la traction du poids, qui tend à déplacer la diaphyse fémorale en direction opposée, c.-à-d. vers le bas. Il n'est pas pensable que ces deux forces puissent s'équilibrer exactement et garantir la mise au repos des fragments à l'abri de toute contrainte. En effet, la traction continue constitue une grandeur constante qui n'élimine pas le tonus variable de la musculature car l'ac-





Fig. 82 et 83. Modèle montrant l'effet mécanique de la méthode de WHITMAN

croissement de la sollicitation en traction provoque une augmentation réflexe de l' activité du muscle et non pas le rétablissement de l'équilibre perturbé par la fracture. Un excès de force d'un côté ou de l'autre doit par conséquent provoquer une sollicitation en cisaillement et en traction du tissu de régénération, de grandeur variable, lorsque le plan de la fracture est fortement incliné. L'effet favorable du traitement par traction continue dans les autres fractures repose sur le fait que, grâce à la tension variable de la musculature, les fragments sont pressés l'un contre l'autre avec une force variable, éventuellement sous la protection du cal périostique (fig. 9 b). De cette façon, la traction continue entraîne une sollicitation fonctionnelle en compression du tissu de régénération. Elle exerce l'effet inverse dans la fracture du col fémoral. A cause de l'inclinaison des surfaces fracturaires et parce que, dans la fracture du col fémoral, il n'y a pas de manchon de cal périostique qui puisse modifier favorablement la sollicitation, la tension variable de la musculature s'exerce sur le tissu de régénération osseux en formation sous la forme d'une sollicitation nuisible en cisaillement et en traction, d'autant plus grande que le plan de la fracture est plus incliné. Comme, en position couchée, seule la musculature agit, à l'exclusion du poids du corps, et comme la tension globale de la musculature est réduite par la traction continue, la force développée et sa composante nuisible sont toutefois beaucoup plus petites que lors de la marche.

Ainsi le traitement par traction continue entraîne des contraintes dans le foyer de fracture. Il ne peut favoriser la guérison que s'il provoque une compression pure dans le tissu de régénération du fait du peu d'inclinaison du plan fracturaire. Dans la plupart des cas il doit échouer parce que, le plus souvent, le plan fracturaire est tellement incliné que la traction continue produit dans le tissu de régénération une contrainte de cisaillement et de traction.

Par conséquent, le traitement par traction continue constitue théoriquement une méthode de traitement inadéquate. Toutefois il doit entraîner la guérison osseuse dans un certain pourcentage de cas, lorsque le plan fracturaire est peu incliné et lorsque le tissu de régénération est soumis à une compression efficace grâce à la traction continue, en d'autres mots dans les cas qui auraient aussi bien guéri sans traction continue. On n'envisagera pas ici la possibilité d'une modification favorable de la position des fragments qui, dans certaines conditions, peut être réalisée par la traction continue (SERRA) [17].

[17] SERRA: Zur Behandlung der Schenkelhalsfraktur durch Längszug in Adduktionsstellung. Der Chirurg, N° 5, 1933.

La méthode de Whitman

Le traitement selon Whitman constitue certainement un progrès dans la thérapeutique de la fracture du col fémoral. L'analyse mécanique de cette méthode de traitement le confirme. D'après les prescriptions thérapeutiques de Whitman, les surfaces fracturaires sont d'abord opposées l'une à l'autre par une forte traction dans l'axe du membre et une rotation interne. Alors seulement, le membre est mis en abduction jusqu'à ce que le grand trochanter bute contre l'aile iliaque. En même temps, un assistant exerce une pression de haut en bas contre le grand trochanter [18].

Grâce à une réduction exacte et à un contact intime des surfaces fracturaires, le traitement de Whitman crée d'abord une base aussi large que possible pour le développement du cal médullaire. Ensuite, l'appui du grand trochanter contre l'aile iliaque insère un étai solide, la diaphyse fémorale, entre l'origine et l'insertion de la musculature qui tend à déplacer les fragments (fig. 82 et 83). De ce fait, la tension de la musculature ne peut plus déplacer les fragments et son tonus variable ne peut plus provoquer de cisaillement dans le tissu de régénération. L'élimination de la force de cisaillement rend en grande partie effective la sollicitation en compression latente. D'autre part, les fragments sont comprimés l'un contre l'autre par la mise en tension de la moitié inférieure de la capsule de sorte que, outre une mise au repos du foyer de fracture, on obtient une certaine sollicitation en compression du tissu de régénération. Celui-ci a le temps de se former en toute tranquillité. Par conséquent, si le traitement est continué suffisamment longtemps, un cal médullaire volumineux et puissant peut se développer. C'est pourquoi beaucoup de cas traités selon Whitman guérissent.

Cependant c'est la mise en charge en position debout et à la marche qui détermine si le résultat sera durable car alors, du fait de l'inclinaison du plan de la fracture, une force importante de cisaillement et de traction s'exerce entièrement sur le tissu de régénération osseux jeune et encore peu résistant. Par conséquent, après la mise en charge, on observe assez souvent l'apparition d'une zone claire et le passage progressif à la pseudarthrose. Ainsi, malgré un bon résultat initial, le résultat final est cependant insatisfaisant dans un nombre relativement élevé des cas (fig. 50, 51).

La méthode de Whitman convient sans doute pour garantir d'abord un développement optimal du tissu de régénération. Mais l'expérience de cette méthode montre qu'un tissu de régénération jeune, même développé de façon optimale, n'est pas capable de supporter de façon durable une contrainte élevée en cisaillement et en traction.

Le vissage ou l'enclouage des fragments

Dans les dernières années, des publications de plus en plus nombreuses rapportent des résultats excellents obtenus par l'enclouage ou le vissage des fragments (Henschen, Hillebrand, Hotz, Johansson) [19]. Mais, d'un autre côté, des chirurgiens ayant acquis une grande expérience de cette méthode de traitement disent ouvertement ou laissent entendre que l'enclouage et le vissage échouent aussi dans un certain pourcentage des cas. La variabilité de l'action de cette méthode n'est pas non plus due purement au hasard. *Aussi bien les excellents résultats que les échecs mal compris jusqu'à présent sont l'expression d'une loi.* Ils confirment les explications théoriques et prouvent de façon évidente que, parmi les stimuli mécaniques, seule une contrainte efficace en compression favorise la formation du tissu de régénération osseux dans la fracture du col du fémur.

La comparaison entre, d'une part, l'enclouage ou le vissage et, d'autre part, la méthode de Whitman montre d'abord une certaine analogie quant à l'action de ces deux méthodes de traitement. Dans la méthode de Whitman, la diaphyse fémorale est placée comme un étai solide entre l'origine et l'insertion de la musculature, ce qui supprime

[18] Whitman: Ein weiterer Beitrag zur Abduktionsbehandlung der Schenkelhalsfraktur. Zeitschr. orthop. Chir. Vol. 24, 109. Whitman: The abduction treatment. The Lancet, 1931

[19] Hillebrand: Beitrag zur Behandlung der Schenkelhalsfraktur: Femoropelvine Verschraubung nach Hotz. Bruns Beitr. z. klin. Chir. Vol. 157, 1933. – Hotz: Schraubung der Schenkelhalsfrakturen. Schweiz. med. Wochenschr. 1925, Nr. 22. – Johansson: Operative Behandlung von Schenkelhalsfrakturen. Leipzig 1934, Thieme.

son déplacement par les muscles. De même le clou empêche le déplacement des surfaces fracturaires de sorte que, dans la position couchée, la musculature ne peut plus exercer son effet nuisible sur le tissu de régénération. Puisqu'un enclouage ou un vissage correct amène les surfaces fracturaires en contact intime l'une avec l'autre, clou et vis créent les mêmes conditions favorables pour la formation du tissu de régénération osseux que la méthode de WHITMAN.

Mais, d'un autre côté, il existe a priori une différence notable entre enclouage ou vissage et les méthodes de traitement précédemment mentionnées. L'effet du clou ou de la vis n'est pas limité dans le temps. Il continue à s'exercer même en position debout, alors que l'effet de la traction continue et de la méthode de WHITMAN cesse après l'enlèvement du bandage. Le sort ultérieur de la fracture du col fémoral dépend alors uniquement de la formation dans l'entretemps d'un tissu de régénération osseux suffisamment résistant pour supporter la sollicitation fortement augmentée par la position debout. C'est précisément dans la position debout que le clou et la vis exercent leur effet spécifique. Ils ne peuvent cependant pas garantir seuls la fixation définitive de la fracture comme on l'a souvent supposé. Clou et vis seuls ne sont pas capables de garantir durablement la position des fragments et la capacité de porter de l'extrémité supérieure du fémur, comme par exemple un clou ou une vis fixe solidement l'un à l'autre deux blocs de bois. D'une part, le fragment capital subit l'influence de la sollicitation agissant par à-coups et qui, lors de la marche, tend à le déplacer et à le faire pivoter avec une grande force par rapport à son support et au clou. D'autre part, la liaison entre clou et os n'est pas absolument solide puisque ni le clou lui-même ni le tissu spongieux qui l'entoure ne sont absolument rigides.

L'effet spécifique du clou sur le processus de guérison de la fracture du col fémoral consiste en une modification favorable de la sollicitation mécanique présentée par chaque cas particulier de fracture, spécialement en position debout, avec une fixation de la situation des fragments. Le clou élimine l'effet des stimuli mécaniques nuisibles et assure au tissu de régénération une sollicitation fonctionnelle en compression qui favorise la formation de cal osseux de façon remarquable.

La valeur thérapeutique et l'action spécifique de l'enclouage et du vissage apparaissent clairement dans chaque cas lorsque l'on étudie leur effet dans différentes fractures. Il faut tenir compte de ce que même clou et vis ne présentent qu'une capacité de résistance limitée vis-à-vis de la sollicitation mécanique. Tous deux constituent un dispositif technique pour reprendre la sollicitation en cisaillement et pour éliminer la contrainte de cisaillement entre deux surfaces. Tous deux ne peuvent cependant supporter sans s'infléchir qu'une sollicitation modérée en flexion et ils ne présentent qu'une résistance insignifiante à la sollicitation en traction. Ils ne constituent donc pas un dispositif adéquat pour empêcher l'écartement des fragments soumis à une sollicitation en flexion et en traction. Une expérience simple l'illustre. Si l'on superpose deux planches et qu'on les relie par un clou mince, elles ne peuvent glisser l'une sur l'autre même sous l'effet d'une force très grande. Mais, par contre, elles peuvent être séparées l'une de l'autre avec la plus grande facilité. Le clou s'infléchit alors et glisse hors de son logement. Evidemment, le clou résiste à l'inflexion et adhère aux fragments d'autant mieux que sa coupe est plus grande ou plus appropriée. A ce point de vue, le clou à trois ailettes de SMITH-PETERSEN [20] est particulièrement efficace.

Examinons maintenant de plus près l'action du clou sur la sollicitation mécanique du tissu de régénération dans les types de fractures décrits précédemment, en tenant compte des possibilités techniques de ce clou.

Dans les fractures du premier degré, toute la surface de la fracture se trouve sous une compression efficace. Les forces agissantes pressent les fragments l'un contre l'autre et il n'y a pas de force nuisible pour compromettre la formation de tissu de régénération osseux ou la position des fragments. *Par conséquent, le clou n'a pas de rôle spécifique à remplir dans les fractures du premier degré* puisque la situation mécanique y est telle qu'une compression fonctionnelle agit sur tout le tissu de régénération. Ceci vaut spécialement pour la fracture dite en abduction dans laquelle, le

---

[20] SMITH-PETERSEN, CAVE and VANGORDER: Intracapsular fractures of the neck of the femur. Arch. of Surg. Vol. 23, 1931.

plus souvent, l'engrènement garantit l'apposition indispensable des fragments et une solidité suffisante contre une violence extérieure fortuite. Dans les fractures du premier degré non engrenées, où la position correcte des fragments ne peut éventuellement être obtenue que par réduction, le clou n'a qu'un rôle non spécifique à remplir. Lorsque l'apposition des surfaces fracturaires est insuffisante, il amène ces dernières en contact intime l'une avec l'autre et assure la position des fragments. L'expérience clinique démontre que les fractures du premier degré peuvent guérir sans enclouage et même sans aucun traitement (fig. 37–45).

Dans les fractures du deuxième degré, l'action de la force de cisaillement effective compromet ou inhibe la formation du tissu de régénération osseux. La composante de compression *P* n'exerce sur celle-ci aucune influence parce que la sollicitation en compression qu'elle provoque dans une partie du foyer de fracture est inefficace, c.-à-d. latente, comme nous l'avons expliqué précédemment. Dans les fractures du deuxième degré, clou et vis devront donc entraîner une sollicitation en compression efficace du tissu de régénération. Ils le font en éliminant l'action de la composante de déplacement *S*, qui provoque la force de cisaillement effective. De ce fait, la composante de compression *P* peut efficacement s'exercer sur le tissu de régénération. Par conséquent, la sollicitation en compression, *latente* jusqu'alors, agit effectivement sur le tissu de régénération. *Clou et vis exercent donc une action spécifique dans la fracture du deuxième degré. Ils s'attaquent efficacement à la sollicitation donnée du tissu de régénération et modifient celle-ci de façon décisive.* Ils peuvent exercer cette action parce qu'ils représentent un dispositif technique capable de reprendre la sollicitation en cisaillement et d'éliminer le cisaillement entre deux surfaces.

Si seule la sollicitation fonctionnelle en compression provoque la formation du tissu de régénération osseux (Roux), le cal doit se développer d'abord et surtout dans la partie de l'espace fracturaire qui se trouve sous compression effective. *Dans les fractures du deuxième degré, la partie inférieure de l'espace fracturaire se trouve presque toujours sous compression latente dès avant l'enclouage. Sous l'effet du clou qui active la sollicitation en compression jusqu'alors latente, le tissu de régénération osseux doit donc se développer d'abord et surtout dans la partie inférieure du foyer de fracture.* Cette hypothèse trouve une confirmation sans réserve dans l'expérience clinique. Sa justesse apparaît clairement dans la préparation anatomique d'une fracture du deuxième degré vissée et guérie, que je dois à Hillebrand (fig. 84).

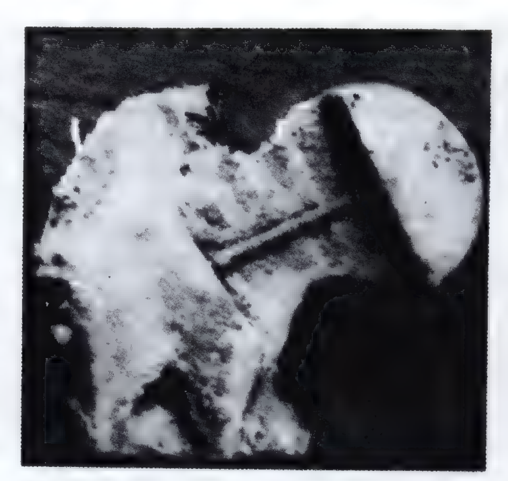


Fig. 84

La patiente, âgée de 68 ans, mourut d'une maladie intercurrente deux ans après le vissage. L'analyse mécanique de la fracture avant le vissage (fig. 85) met en évidence la grandeur de la force de cisaillement effective, de même que la distribution et la grandeur de la contrainte latente de compression et de la contrainte de traction dans le foyer de fracture. Le vissage élimina l'action de la composante de déplacement *S* et ainsi la force de cisaillement effective. Par conséquent, la composante de compression pure *P* put exercer son effet. La contrainte de compression *D*, latente avant le vissage (fig. 85, triangle vide), en devint effective sur le tissu de régénération (fig. 86, triangle hachuré). La radiographie de la préparation anatomique (fig. 87) montre la conséquence du vissage. Dans la zone de la contrainte de compression, une liaison osseuse s'est produite avec structure continue d'un fragment à l'autre. Dans la zone de la contrainte en traction, il n'y a pas eu de formation d'os. Dans cette région, la préparation histologique l'indique (fig 88), du tissu conjonctif s'est développé, orienté suivant la direction de la traction.

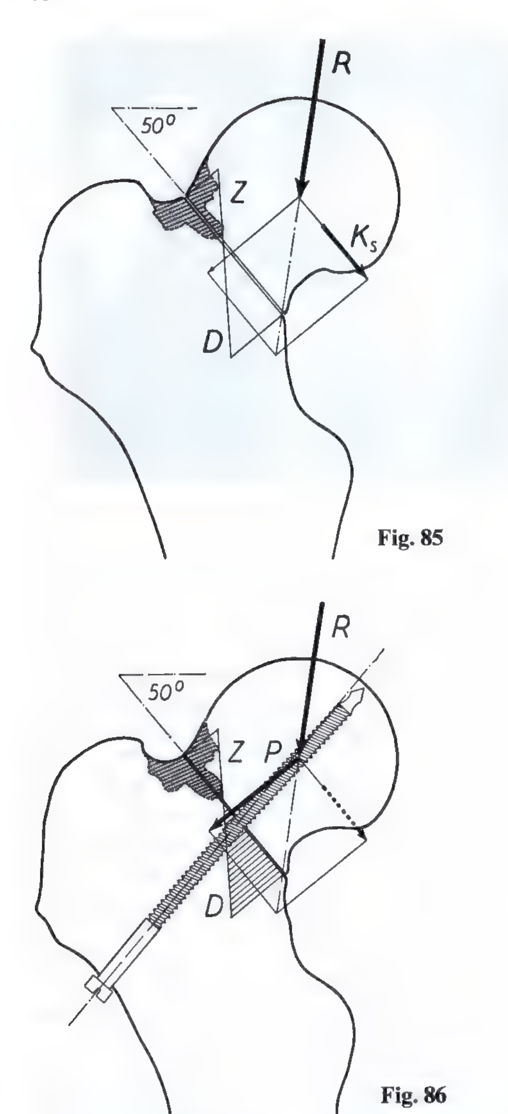


Fig. 85 et 86. Analyse mécanique de la fracture du col fémoral vissée fig. 84, 87. La zone hachurée à limites irrégulières dans la région supérieure de la fracture indique l'étendue de la formation de tissu conjonctif



Fig. 87. Radiographie de la pièce fig. 84. Dans la zone soumise à une contrainte de compression, la consolidation osseuse s'est produite. Par contre, il n'y eut pas de formation osseuse dans la zone soumise à une contrainte de traction

L'effet spécifique de l'enclouage ou du vissage sur la formation du tissu de régénération dans les fractures du deuxième degré peut aussi être suivi clairement sur les radiographies de 50 fractures du col fémoral enclouées, publiées par JOHANSSON. On y observe que, dans toutes les fractures du deuxième degré, les projections osseuses les plus denses sont situées dans la partie inférieure de la fracture. Seules trois des radiographies publiées par JOHANSSON semblent, à première vue, contredire les raisonnements précédents. Dans ces cas, les projections osseuses les plus denses se trouvent au contraire dans la partie supérieure de la fracture. Ce sont les radiographies des cas 17, 22 et 28 dont le deuxième est repris à la fig. 89. En réalité, ils confirment l'action du clou sur la formation du tissu de régénération. En effet, dans ces cas il s'agit d'une fracture du deuxième degré d'une forme relativement rare dans laquelle, à cause d'un déplacement latéral important du fragment capital, déjà avant l'enclouage, la partie supérieure du foyer de fracture se trouvait sous une contrainte latente de compression. L'analyse mécanique fig. 90 le montre. Sous l'effet du clou qui activa la contrainte latente de compression, la formation de cal osseux, dans ces cas, devait se produire surtout à la partie supérieure du foyer de fracture.

Dans les fractures du deuxième degré, la consolidation osseuse ne reste en général pas limitée à la zone de la fracture dans laquelle le tissu de régénération se trouve d'abord sous une contrainte effective de compression. Le plus souvent elle s'étend progressivement à tout le foyer. Ce phénomène est en accord avec l'action des stimuli mécaniques. Ceux-ci ne sont toutefois pas faciles à appréhender et leur explication nous conduirait trop loin.

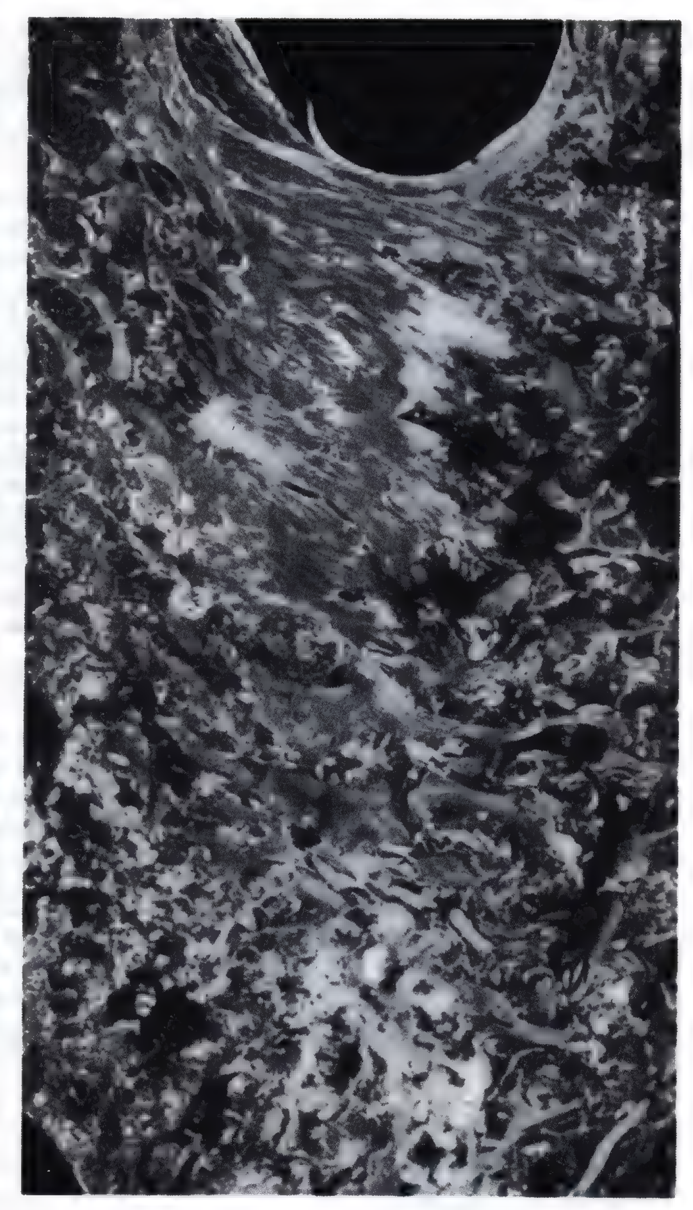


Fig. 88

Dans les fractures du troisième degré, la sollicitation mécanique du tissu de régénération diffère de celle des fractures du deuxième degré par un point essentiel: la composante de compression n'agit pas sur le tissu de régénération alors que, dans les fractures du deuxième degré, elle entraîne une contrainte latente de compression dans une partie notable du tissu de régénération. Par contre, un moment de basculement effectif agit sur le fragment capital. S'il est suffisamment grand, les surfaces fracturaires tendent à s'écarter l'une de l'autre et presque tout le tissu de régénération se trouve sous une contrainte croissante de traction (fig 30, 33). Seul le coin inférieur du fragment cervical, qui constitue le fulcrum pour le fragment capital, se trouve en compression. Celle-ci est *latente* puisqu'en outre, comme dans les fractures du deuxième degré, une force de



Fig. 89. (D'après JOHANSSON, Operative Behandlung von Schenkelhalsfrakturen, Leipzig, 1934, Thieme.)

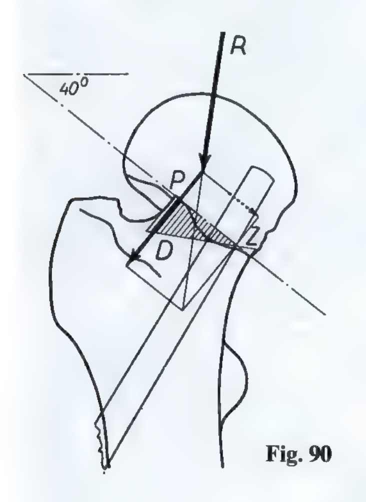


Fig. 90

cisaillement effective agit aussi sur le fragment capital.

Par conséquent, dans les fractures du troisième degré, vis et clou ont à remplir un triple rôle extrêment important. Ils doivent :

1. éliminer la force de cisaillement effective en supprimant l'effet de la composante de déplacement *S*, comme dans les fractures du deuxième degré;

2. supprimer les forces de traction agissant sur le tissu de régénération en empêchant le basculement du fragment capital et

3. créer une sollicitation en compression efficace sur le tissu de régénération. En effet, il n'y a pas de composante de compression *P* et, par conséquent, pas de contrainte latente de compression, qui, dans les fractures du deuxième degré, pouvait être activée par élimination de la composante de cisaillement effective.

Clou et vis ne peuvent remplir ce triple rôle que par une localisation adéquate dans la fracture.

HENSCHEN préconise de placer la vis ou le clou très bas dans le col fémoral, parce qu'ils trouvent un meilleur appui dans la partie inférieure du fragment capital. Ainsi placés, dans les fractures du troisième degré, ils ne sont pas seulement sollicités en cisaillement mais surtout fortement en flexion. Leur liaison avec le fragment capital est sollicitée en traction si le moment de basculement effectif dépasse une certaine grandeur (fig. 92). Comme ils ne sont en général pas adaptés aux deux derniers types de sollicitation, avec le temps ils doivent foirer, s'infléchir ou se briser (fig. 93, 94, 95, 97). Ils ne peuvent pas

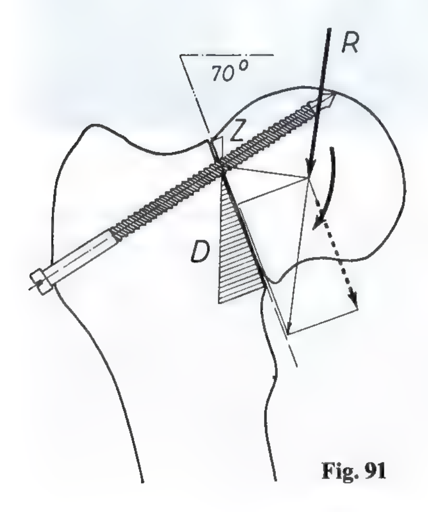


Fig. 91

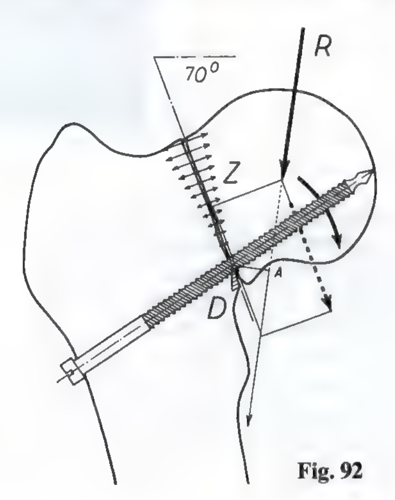


Fig. 92

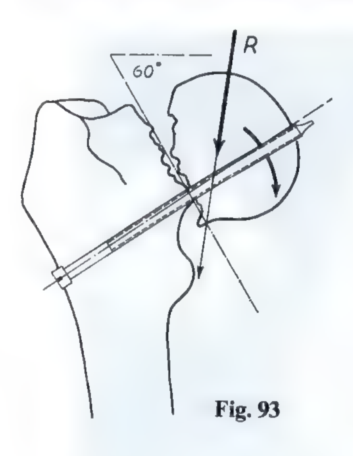


Fig. 93



Fig. 94
(20. 6. 33)



Fig. 95
(23. 8. 34)

empêcher l'écartement des surfaces fracturaires ni favoriser le développement du tissu de régénération osseux. *C'est pourquoi la vis de la fig. 94 devait foirer et se briser alors qu'une vis de même dimension résista dans la fracture du deuxième degré (fig. 84 à 87) et y entraîna la guérison osseuse.*

Dans les fractures du troisième degré, s'ils se trouvent haut situés dans le col fémoral, le clou et la vis subissent une sollicitation mécanique meilleure et exercent une action plus favorable sur la formation du tissu de régénération osseux, pour les raisons suivantes. A l'endroit où ils traversent le trait de fracture, vis et clou constituent pour ainsi dire le centre de rotation du moment de basculement effectif (fig. 91,96). Ils ne peuvent pas complètement supprimer le basculement du fragment capital autour de leur point de traversée de la fracture, puisqu' eux-mêmes ne sont pas absolument rigides, pas plus que le tissu spongieux qui les entoure ni leur liaison avec ce tissu spongieux. Par conséquent, sous l'influence de la compression agissant par à-coups sur la tête du fémur lors de la marche, dans chaque cas doit se produire brièvement un ébranlement, si minime soit-il, soit de la vis ou du clou lui-même, soit du fragment capital par rapport à la vis ou au clou (basculement). Ceci entraîne une compression de la partie de la fracture se trouvant sous le clou. Au dessus du clou par contre, les surfaces fracturaires tendent à s'écarter l'une de l'autre. Ceci provoque une contrainte effective de compression dans le tissu de régénération se trouvant sous le clou, une contrainte de traction dans le tissu de régénération situé au-dessus du clou. Vis et clou éliminent simultanément la contrainte de cisaillement. Ils peuvent donc favoriser la formation de cal osseux même dans les fractures du troisième degré et provoquer une sollicitation fonctionnelle en compression dans une grande partie du tissu de régénération, *mais uniquement à la condition de se trouver dans la partie supérieure de la fracture.*

L'action ainsi décrite et la capacité de résistance de la vis et du clou dans les fractures du troisième degré apparaissent particulièrement évidentes dans deux expériences sur modèles représentées par les fig. 96 et 97.







Fig. 96 **Fig. 97**

Fig. 96 et 97. Modèle d'une fracture du troisième degré, enclouée

Le même clou fut utilisé pour les deux expériences. Dans la première (fig. 96), le clou se trouvait haut dans le col fémoral. La charge sur la tête du fémur valait 20 kg. L'endroit du passage du clou à travers le trait de fracture constituait le centre de rotation du fragment capital. Grâce à l'action du clou, les portions des surfaces fracturaires situées en dessous de celui-ci étaient pressées l'une contre l'autre. Le tissu de régénération (caoutchouc mousse) se trouvait donc sous une contrainte de compression de plus en plus grande de haut en bas. L'espace fracturaire de plus en plus étroit vers le bas le montre. Le clou était sollicité surtout en cisaillement et résistait puisqu'il est conçu pour ce type de sollicitation. Dans la deuxième expérience (fig. 97), le même clou se trouvait très bas dans le col fémoral. Bien que la charge exercée sur la tête fémorale n'atteignît que 5 kg, le clou ne résista pas parce qu'il était sollicité presqu'exclusivement en flexion et son contact avec le fragment capital en traction. Il s'infléchit et les surfaces fracturaires s'écartèrent complètement l'une de l'autre parce que le clou ne convient pas pour reprendre une sollicitation en flexion ni pour résister à une traction.

On peut de même observer cet effet du clou sur les fractures du troisième degré dans un des cas décrits par Johansson (fig. 98–100). Dans cette fracture du troisième degré, après l'enclouage, les surfaces fracturaires étaient opposées l'une à l'autre dans toute leur étendue (fig. 98). Sous l'effet de la mise en charge, une fente, c.-à-d. une liaison flexible, conjonctive, se forma audessus du clou, comme le montre la radiographie (fig. 99). En dessous du clou, la guérison osseuse se produisit logiquement. Dans les fractures du troisième degré, l'endroit où le clou traverse le foyer de fracture sert d'abord de centre de rotation au moment de basculement effectif qui tend à faire pivoter le fragment capital dans le sens des aiguilles d'une montre. Ainsi la zone des surfaces fracturaires située en dessous du clou se trouvait, dans ce cas aussi, sous une contrainte efficace de compression. L'analyse mécanique du cas (fig. 100) le montre. En conséquence, la guérison osseuse s'y produisit. Au-dessus du clou, il existait une contrainte de traction, sous l'effet de laquelle les surfaces fracturaires s'écartèrent quelque peu. A cet endroit, il ne put se développer qu'une liaison par tissu conjonctif.

Dans les fractures du troisième degré, la vis et le clou exercent sur la guérison osseuse une influence d'autant plus favorable qu'ils sont situés plus haut dans la fracture. Leur action sur la sollicitation mécanique du tissu de régénération le démontre clairement. La partie du tissu de régénération en dessous de la vis ou du clou se trouve sous une contrainte efficace de compression. Ce n'est que là que peut d'abord se former du cal osseux.

De même le foirage de la vis occasionnellement observé et la formation d'une zone radiologique claire dans son voisinage peuvent être d'origine mécanique dans beaucoup de cas. Ils se produisent de la façon suivante lorsqu'une vis mince est utilisée. Dans les fractures du troisième degré, si la vis est située très bas, la sollicitation en compression de la tête fémorale entraîne un basculement du fragment capital. Lors de l'inflexion progressive, la vis sort quelque peu du fragment capital ou le fragment capital se dégage de la vis sous l'effet de levier provoqué par l'appui du fragment capital contre le coin inférieur du fragment trochantérien. Le dessin fig. 102 le représente en exagérant le processus. En réalité, l'alternance de mise en charge et de décharge lors de la marche entraîne un effet de ressort. Même si celui-ci est relativement peu important, il suffit pour entraîner un déplacement longitudinal minime du fragment capital par rapport à la vis, déplacement changeant de sens alternativement. Ceci sollicite les parties spongieuses se trouvant dans le pas de vis, en flexion et en cisaillement, tantôt dans un sens, tantôt dans l'autre. Le tissu spongieux se résorbe comme lors du remaniement aigu de l'os. La vis s'enfonce ainsi lentement vers le haut dans le tissu spongieux de la tête. En concordance avec cette hypothèse, la radiographie d'une fracture du troisième degré, vissée (fig. 101), montre une zone claire parallèle, linéaire, immédiatement au-dessus de la vis et, en dessous de celle-ci, une large zone transparente, c.-à-d. une fente que la vis a laissée derrière elle.

L'action du vissage ou de l'enclouage sur le processus de guérison de la fracture du col fémoral montre donc clairement que des forces mécaniques y jouent le rôle décisif et qu'une contrainte effective de compression en constitue le facteur de guérison.

La «réorientation» (réclinaison)

Une modification adéquate de sa sollicitation mécanique peut encore, même tardivement, transformer en tissu osseux le tissu de régénération défectueux déjà constitué de la pseudarthrose du col fémoral. Ce fait démontre que des forces mécaniques jouent le rôle décisif dans la physiopathologie de la fracture du col fémoral. Il est confirmé par les résultats de la



Fig. 98. (25. 1. 32) (D'après JOHANSSON, Operative Behandlung von Schenkelhalsfrakturen, Leipzig, 1934, Thieme.)

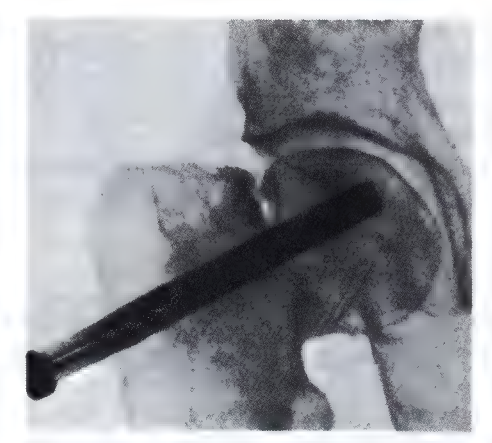


Fig. 99. (24. 8. 32) (D'après JOHANSSON, Operative Behandlung von Schenkelhalsfrakturen, Leipzig, 1934, Thieme.)

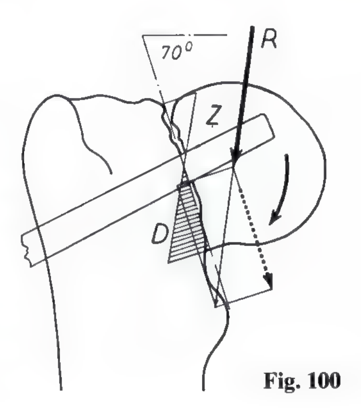


Fig. 100

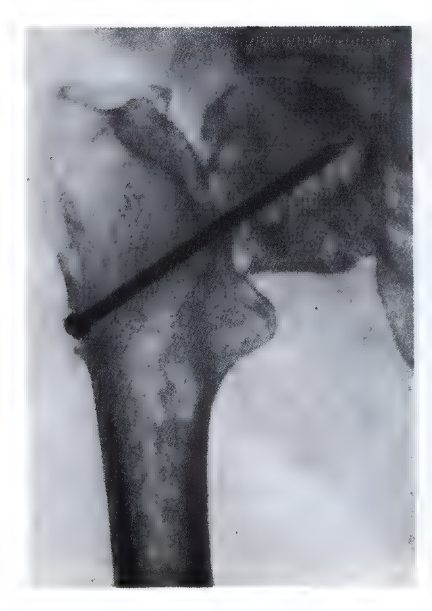




Fig. 101

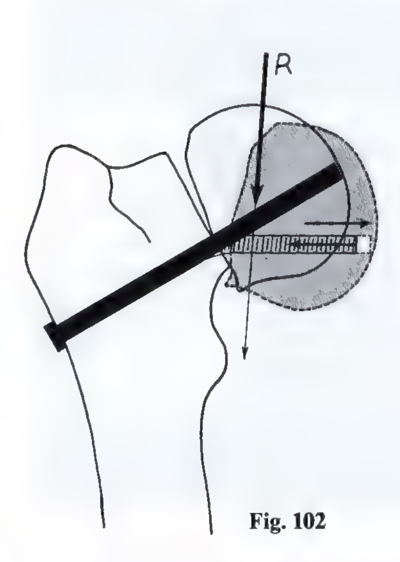


Fig. 102

«réorientation» chirurgicale *(réclinaison)* du plan de la pseudarthrose, que j'ai décrite (fig. 108 – 144 et 68). La réorientation sur laquelle je reviendrai, consiste, après une ostéotomie sous-trochantérienne à hauteur du petit trochanter, à basculer le fragment proximal en dehors, c.-à-d. à diminuer l'inclinaison du plan de la pseudarthrose, jusqu'à ce que les forces agissant sur la tête du fémur sollicitent le tissu de cette pseudarthrose entièrement en compression fonctionnelle pure.

Directives quant au pronostic et à la thérapeutique causale des fractures fraîche et ancienne du col du fémur

Des forces mécaniques influencent de façon décisive le processus de guérison de la fracture du col du fémur. De ce fait découle la possibilité d'établir des directives concrètes quant au pronostic et à la thérapeutique causale de cette fracture, qu'elle soit fraîche ou ancienne.

Le pronostic de la fracture fraîche du col fémoral

Jusqu'à présent, le pronostic de la fracture du col fémoral était émis avant tout d'après la localisation de la fracture dans l'extrémité supérieure du fémur. On attribuait aux fractures médiales et intracapsulaires une chance de guérison beaucoup moins bonne qu'aux fractures latérales et extracapsulaires. A la base de l'évaluation des perspectives de guérison se trouvait donc une répartition des fractures d'un point de vue purement anatomique. Selon les explications précédentes, elle ne pouvait fournir une base valable et ne la fournissait pas, l'expérience clinique le démontre. *Ce n'est pas la situation de la fracture dans le col fémoral qui revêt une signification décisive pour les perspectives de guérison mais uniquement les circonstances mécaniques de chaque cas particulier.* Seule une répartition des différentes fractures du point de vue mécanique, telle celle proposée plus haut, peut donc finalement fournir une base utilisable pour le pronostic.

D'abord, dans chaque cas, les perspectives de guérison sont évidemment d'autant meilleures que sont rendues plus favorables les conditions permettant le développement du tissu de régénération, c.-à-d. que les fragments peuvent être plus exactement réduits

et intimement apposés. De ce point de vue, la fracture engrenée offre les conditions optimales pour la guérison osseuse. Toutefois, le processus de guérison est finalement déterminé par la sollicitation mécanique de la fracture. Les perspectives de guérison sont d'autant meilleures qu'est plus grande la surface fracturaire sollicitée en compression effective ou latente, du fait de la situation mécanique donnée.

Dans les fractures du premier degré, les perspectives de guérison sont toujours favorables parce que les forces mécaniques effectives favorisent de toute façon la formation du cal osseux. Il ne s'y produit aucune force compromettant la formation du tissu de régénération ou la position des fragments. Ainsi la guérison osseuse peut s'obtenir même sans mesures thérapeutiques.

Dans les fractures du deuxième degré, le pronostic est réservé parce que des forces nuisibles plus ou moins grandes s'exercent sur le tissu de régénération. Les perspectives de guérison sont d'autant meilleures qu'est plus petite la force de cisaillement effective et plus étendue la partie des surfaces fracturaires soumise à une contrainte latente de compression. Ce n'est que dans cette zone du foyer de fracture qu'un tissu de régénération osseux se forme d'abord, après élimination de la force de cisaillement effective par des mesures thérapeutiques adéquates.

Dans les fractures du troisième degré, des forces mécaniques extrêmement nuisibles s'exercent sur le tissu de régénération et seul le coin inférieur des surfaces fracturaires se trouve sous compression latente. Le pronostic est mauvais aussi longtemps qu'on n'a pas modifié de façon décisive la sollicitation mécanique du tissu de régénération par des mesures thérapeutiques adéquates.

Directives pour une thérapeutique causale de la fracture fraîche du col fémoral

Contrairement aux autres fractures, dans la fracture du col fémoral il faut admettre une faiblesse du tissu de régénération et l'absence de moyens à notre disposition pour augmenter la vitalité et la résistance mécanique de ce tissu. Le choix des mesures thérapeutiques doit se baser tout d'abord sur cette constatation. *Si la thérapeutique de la fracture du col du fémur veut être causale, il lui incombe donc le rôle inhabituel de s'attaquer à la sollicitation mécanique et d'adapter l'action de celle-ci à la faiblesse du tissu de régénération.* La sollicitation en cisaillement et en traction doit être considérée comme la *«nuisance»* qui entraîne la pseudarthrose. D'autre part, la sollicitation fonctionnelle en compression constitue le facteur de guérison de la fracture du col fémoral, comme il ressort unanimement de toutes les observations. Par conséquent, le rôle spécifique d'une thérapeutique causale doit consister à protéger le tissu de régénération contre des stimuli mécaniques nuisibles et à le soumettre en même temps à une sollicitation fonctionnelle en compression, dans les cas où une partie suffisante de ce tissu de régénération ne se trouve pas déjà sous une contrainte de compression effective du fait de la situation mécanique de la fracture.

Comme préalable au succès de toute thérapeutique, il faut assurer au tissu de régénération la plus grande base possible pour se développer et le repos pour permettre sa formation. C'est pourquoi les exigences fondamentales valables pour le traitement général des fractures, la réduction et la contention des fragments, doivent d'abord être satisfaites avec un soin tout particulier. La réduction exacte de la fracture doit être consciencieusement réalisée et, dans certains cas, obtenue par voie opératoire puisque c'est essentiellement la moelle osseuse seule qui doit fournir le tissu de régénération servant de liaison. Le cal médullaire, contrairement au cal périostique, n'est pas capable de ponter un défect. D'autre part, seules les parties des tranches de section de l'espace médullaire qui se recouvrent peuvent servir à la formation du tissu de régénération. Or la coupe transversale effective servant de base au tissu de régénération et ainsi le diamètre du pont osseux possible sont d'autant plus petits que les fragments sont déplacés latéralement l'un par rapport à l'autre. Pour juger la position des fragments sur la radiographie, il faut tenir compte de ce qu'un déplacement linéaire latéral influence de façon disproportionnée l'étendue de la coupe transversale de l'espace médullaire à partir de laquelle se construit le tissu de régénération. La fig. 103 le montre. *C'est pourquoi la position des fragments ne peut être jugée avec certitude que dans l'espace, c.-à-d. sur des radiographies stéréoscopi-*

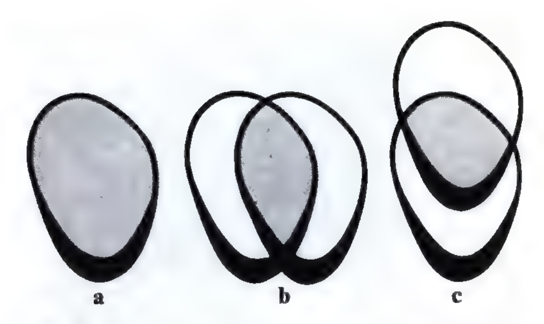


Fig. 103 a – c. Parties de la moelle osseuse se recouvrant (surface ombrée)
a pour une reposition exacte des fragments.
b et **c** pour un déplacement modéré

ques[21]. Pour rendre possible le développement du pont osseux, il est en outre essentiel que, dans chaque cas, les surfaces fracturaires soient en contact intime. Une moelle osseuse abîmée et divisée ne peut produire un tissu de régénération osseux servant de liaison que si les fragments sont fermement apposés l'un à l'autre. En effet, le tissu de régénération médullaire ne peut pas combler un diastasis. Des recherches expérimentales et cliniques le démontrent.

On demande souvent si une fracture engrenée doit être désengrenée. Ceci doit être décidé dans chaque cas particulier. D'un côté, il faut se rappeler que l'engrènement satisfait en général aux exigences préalables, réduction exacte et contact intime des surfaces fracturaires. D'un autre côté, l'expérience le montre, lorsque la sollicitation mécanique est défavorable, même l'engrènement ne résiste pas et ne peut garantir une guérison osseuse. Il faut donc, en général, considérer l'engrènement comme une condition favorisant le processus de guérison et ne pas le supprimer. Font exception à cette règle les cas dans lesquels il est possible, par suppression de l'engrènement et réduction appropriée, de transformer une situation mécanique défavorable de la fracture en une situation favorable.

Le but spécifique d'une thérapeutique causale de la fracture du col fémoral consiste, comme indiqué plus haut, en la

[21] Storck: Die Röntgenraumbildungsmessung in der Orthopädie. Fortschr. a.d. Geb. d. Röntgenstr. 51, II, 4, 1935.

Régulation intentionnelle de la sollicitation mécanique

Les moyens d'atteindre ce but varient suivant les situations mécaniques des différentes fractures du col du fémur. *Le fil conducteur, quant aux mesures thérapeutiques nécessaires dans chaque cas particulier, provient de l'analyse mécanique de la fracture.* Les fractures ont été précédemment réparties en trois groupes, d'un même point de vue mécanique. En gros, cette répartition est valable aussi pour le choix des mesures thérapeutiques.

Le *premier groupe* comprend les fractures du premier degré, c.-à-d. les cas dans lesquels toute la surface fracturaire se trouve sous une contrainte de compression effective puisque aussi bien la force musculaire en position couchée que la mise en charge en position debout et lors de la marche provoquent une sollicitation fonctionnelle en compression. *Dans ces fractures, la thérapeutique n'a pas de rôle notable à remplir.* Ces fractures guérissent quel que soit le traitement et peuvent même guérir sans traitement du tout si seulement les surfaces fracturaires adaptées l'une à l'autre se trouvent en contact intime. La sollicitation mécanique favorise la formation de cal osseux et il n'y a pas de force nuisible qui pourrait compromettre la formation du tissu de régénération osseux ou la position des fragments.

Le *deuxième groupe,* les fractures du deuxième degré, comprend les cas dans lesquels le tissu de régénération osseux est compromis par une force de cisaillement effective et où l'action de la composante de compression pure reste latente. Cette dernière n'agit donc pas sur le tissu de régénération. *Pour traiter ces cas, outre une fixation exacte qui, à cause de la lente formation du cal médullaire, doit être maintenue particulièrement longtemps, il faut éliminer la force de cisaillement effective et ainsi activer la composante de compression pure, c.-à-d. soumettre le tissu de régénération à une sollicitation efficace en compression.* Par conséquent, le vissage et surtout l'enclouage des fragments avec un clou à trois ailettes représentent la thérapeutique causale de choix pour les fractures du deuxième degré. Vis et clou constituent un moyen mécanique adéquat pour éliminer l'effet de la force de cisaillement effective et soumettre

ainsi le tissu de régénération à une sollicitation fonctionnelle en compression. Mais surtout ils permettent une mise en charge précoce. C'est en position debout qu'ils exercent pleinement leur effet spécifique.

La technique du vissage et de l'enclouage, en général, n'exige pas d'ouverture de l'articulation. Elle a été décrite par HENSCHEL, JOHANSSON et NIKLAS [22]. Après les explications précédentes, la localisation du clou ne peut plus soulever de discussion si l'on se rappelle l'influence que celui-ci exerce sur la sollicitation mécanique du tissu de régénération d'après sa situation dans le col. La méthode de WHITMAN, utilisée exactement d'après les indications de son auteur, est une méthode de traitement relativement appropriée aux fractures de ce groupe. Toutefois, elle ne garantit pas comme le clou une protection certaine contre une sollicitation mécanique nuisible. Elle entraîne le repos au lit durant des mois et, fait essentiel, son effet disparaît en position debout alors que celui du clou persiste, permettant une mise en charge précoce.

Le *troisième groupe,* les fractures du troisième degré, comprend ces cas dans lesquels, outre une grande force de cisaillement effective, une force de traction de grandeur considérable agit aussi sur le tissu de régénération. Dans ces fractures, non seulement la formation du tissu de régénération osseux est a priori extrêmement compromise, mais la capacité de survie du cal osseux plus ou moins arrivé à maturité grâce à un traitement initial adéquat est remise en question lorsque, en position debout, les forces mécaniques nuisibles agissent entièrement sur le tissu de régénération. C'est pourquoi la guérison définitive ne peut être atteinte qu'exceptionnellement avec les méthodes de traitement appliquées jusqu'à présent. Le vissage et l'enclouage des fragments représentent une exception certaine. Dans des cas favorables, ils peuvent entraîner la guérison osseuse mais, en général, à la condition que la vis et le clou soient situés haut dans le col fémoral et trouvent une prise suffisamment solide dans le tissu spongieux du fragment capital. Ce n'est que dans cette situation qu'ils entraînent une sollicitation en compression fonctionnelle du tissu de régénération dans les fractures du troisième degré. Nous l'avons expliqué plus haut. En outre, en position debout, ils renforcent la capacité de porter du cal osseux déjà quelque peu constitué.

Dans les fractures du troisième degré, la sollicitation mécanique nuisible, due aux conditions mécaniques extrêmement défavorables, ne peut donc être transformée en une sollicitation favorisant la formation de tissu de régénération osseux que dans des cas exceptionnels. *C'est pourquoi la thérapeutique de ces fractures, pour être causale, doit s'attaquer à la situation mécanique et modifier celle-ci de façon adéquate. Une fracture du troisième degré doit être transformée en une fracture du premier degré dans laquelle la sollicitation exerce un effet exclusif favorisant la formation du tissu de régénération osseux.* Cette voie est utilisable.

D'abord, dans des cas particuliers, favorables, on peut arriver par des moyens conservateurs à modifier la situation mécanique de la fracture de façon décisive, en déplaçant le fragment capital aussi loin que possible latéralement et en l'impactant sur le coin supéro-latéral du fragment cervical. Déplacement et impaction doivent être suffisants pour qu'après la réduction, la fracture présente les caractéristiques typiques de la fracture en abduction, c.-à-d. d'une fracture du premier degré, et que tout le foyer se trouve sous une contrainte efficace de compression. Un accrochage du pôle supérieur de la tête au coin supéro-latéral du fragment cervical n'est pas capable à lui seul d'éliminer la grande force de cisaillement effective comme les radiographies du cas fig. 62–66 le montrent.

La modification nécessaire de la situation mécanique n'est atteinte avec certitude que grâce à la «réorientation» chirurgicale (réclinaison). Celle-ci sera discutée plus en détail lors de l'étude de la thérapeutique de la fracture ancienne du col du fémur. Il faut toutefois signaler qu'en général il n'est pas à conseiller d'effectuer immédiatement la réorientation pour une fracture fraîche. Il est opportun d'attendre jusqu'à ce qu'un déplacement du fragment capital vers le bas se soit produit et jusqu'à ce qu'une éventuelle inclinaison du plan de la fracture en projection sagittale

[22] NIKLAS: Technisches zur Behandlung des medialen Schenkelhalsbruches mit dem Dreilamellennagel nach SMITH-PETERSEN. Zentralbl. f. Chir. 1934.

ait disparu. En effet, comme l'expérience le montre, le plan de la fracture devient le plus souvent perpendiculaire au plan frontal à la suite de la résorption du col fémoral. Ce n'est qu'alors que la réorientation fournit à la tête fémorale un support présentant une inclinaison sur le plan horizontal uniquement dans la projection frontale (voir page 19). En outre, ce n'est que si la tête fémorale se trouve en situation basse que la réorientation écarte suffisamment le grand trochanter et élimine par conséquent la relative insuffisance de la musculature, c.-à-d. l'insuffisance du moment de la force musculaire (voir page 59).

Dans les fractures défavorables du troisième degré, la réorientation chirurgicale exécutée en temps opportun constitue donc la méthode de choix.

L'effet thérapeutique de l'appareil orthopédique d'appui ischiatique

L'appareil orthopédique d'appui ischiatique est un moyen indispensable pour le traitement tardif de la fracture du col du fémur. Kreuz [23] a insisté à maintes reprises sur son excellent effet. D'un autre côté, l'appareil d'appui ischiatique est combattu de façon injustifiée, particulièrement par les compagnies d'assurances, principalement à cause de son coût relativement élevé. De temps à autre il reste sans effet, soit parce qu'il est construit de façon inadéquate, comme on peut souvent le démontrer, soit parce que, par méconnaissance de ses indications, il est prescrit dans des cas où il ne peut absolument pas entraîner la guérison, comme il ressort des explications suivantes. Ces faits constituent peut-être un handicap pour son acceptation générale.

L'appareil orthopédique d'appui ischiatique, formé d'attelles engainantes soutenues par une armature tubulaire, sert à décharger l'articulation de la hanche. Il entraîne une décharge considérable de la fracture en réduisant la compression exercée sur la tête fémorale. Il diminue ainsi, dans des proportions égales, les deux composantes de cette compression agissant sur les surfaces fracturaires, la composante de compression pure (*P*) et la composante de déplacement pur (*S*). Mais, l'appareil d'appui ischiatique ne peut pas modifier la qualité de la sollicitation mécanique du tissu de régénération en éliminant exclusivement, comme le clou, l'effet de la composante nuisible de déplacement pur (*S*) et en activant ainsi la composante de compression pure (*P*) qui favorise la formation du tissu de régénération osseux. *Par conséquent, il ne peut exercer aucune action spécifique sur le processus de guérison de la fracture du col fémoral. Son action se limite à diminuer les deux composantes dans les mêmes proportions, sans changer la qualité de la sollicitation.* Sa possibilité d'action et ses indications sont donc strictement limitées. Son utilisation n'est indiquée et prometteuse de succès que dans les cas où il convient de diminuer la sollicitation globale et ainsi naturellement l'effet de la composante nuisible. L'appareil d'appui ischiatique sera donc utilisé pour le traitement tardif des cas où, grâce à un traitement initial adéquat, par exemple la méthode de Whitman, le tissu de régénération osseux s'est formé mais est encore trop fragile pour supporter la mise en charge en position debout; dans les cas où la tête du fémur, nécrotique, se déformerait sous l'effet de la mise en charge totale, sachant que la durée du processus de reconstitution atteint environ 18 mois (Kreuz). Ainsi l'appareil d'appui ischiatique ne doit pas être rejeté comme traitement tardif dans beaucoup de cas de fractures du col du fémur lorsqu'il faut éviter soit la résorption secondaire du col fémoral avec formation d'une pseudarthrose, soit une déformation de la tête du fémur. Il convient donc surtout pour les méthodes de traitement dont l'effet est supprimé par la position debout (traction continue, méthode de Whitman) et dans les fractures du troisième degré enclouées car, dans ces dernières, la prise du clou dans le fragment capital est compromise par la mise en charge complète. Il est aussi indiqué dans tous les cas où une détérioration du tissu spongieux de la tête doit être supposée. Son coût élevé est largement compensé par le raccourcissement du séjour en clinique et par une amélioration des résultats, sans compter que, dans des cas défavorables, l'appareil d'appui ischiatique améliore au moins la capacité de porter du membre et réduit considérablement les douleurs subjectives.

---

[23] Kreuz: Die Pathophysiologie des Schenkelhalsbruches und seine Behandlung. Verh. d. Deutsch. orthop. Ges. 1932.

Aperçu d'ensemble du mode d'action mécanique des différentes méthodes de traitement

Si l'on considère les différentes méthodes de traitement de la fracture du col du fémur du point de vue de leur effet mécanique, trois groupes peuvent être distingués.

1. *Des méthodes de traitement qui diminuent la sollicitation en compression de la tête du fémur et ainsi la sollicitation globale du tissu de régénération. Elles n'exercent aucun effet spécifique sur le processus de guérison car elles ne modifient pas la qualité de la sollicitation mécanique puisqu'elles réduisent aussi bien la grandeur de la composante de compression pure P que celle de la composante de déplacement pur S. Elles comprennent en premier lieu l'appareil orthopédique d'appui ischiatique et, d'un certain point de vue, la traction continue.*

2. *Des méthodes de traitement qui modifient la qualité de la sollicitation mécanique du tissu de régénération. Elles éliminent l'effet de la composante de déplacement S et activent ainsi l'action de la composante de compression pure P sur le tissu de régénération. Celle-ci de son côté entraîne une contrainte effective de compression dans une partie du foyer de fracture. Ces méthodes de traitement exercent donc un effet spécifique sur le processus de guérison de la fracture du col du fémur parce qu'elles provoquent dans une partie plus étendue du tissu de régénération une sollicitation favorisant la formation de cal osseux. Parmi elles, on compte surtout le vissage ou l'enclouage des fragments et, d'un certain point de vue, aussi la méthode de* WHITMAN.

3. *Des méthodes de traitement qui modifient de façon décisive la qualité de la sollicitation mécanique du tissu de régénération. Elles font agir la force de compression R exercée sur la tête fémorale presque entièrement sous forme d'une sollicitation en compression fonctionnelle pure sur l'ensemble du tissu de régénération. Ces méthodes de traitement s'attaquent à la situation mécanique de la fracture. Elles transforment la forme fracturaire donnée en une fracture du premier degré. Elles consistent en la réorientation (réclinaison) des surfaces fracturaires, non sanglante ou opératoire.*

Pronostic de la fracture ancienne du col du fémur

Le pronostic de la fracture ancienne du col fémoral, la pseudarthrose plus ou moins lâche ou la vraie néo-articulation, peut aujourd'hui être considéré comme tout à fait favorable depuis que la pathogénie de la pseudarthrose est expliquée. Même après des années, la guérison osseuse peut encore être obtenue de façon fiable par une modification adéquate de la sollicitation mécanique, éventuellement après avivement des extrémités fracturaires de la néo-articulation. Les perspectives de guérison sont d'autant meilleures et le traitement est d'autant plus simple que la situation des fragments est plus favorable et que leur liaison par du tissu conjonctif est plus serrée. Certaines difficultés techniques existent lorsque la situation des fragments est défavorable, lorsque leur liaison est très lâche ou lorsque leurs extrémités sont recouvertes d'une couche cartilagineuse. Mais même dans ces cas, la guérison osseuse peut être obtenue de façon fiable par l'application de mesures adéquates.

Thérapeutique causale de la fracture ancienne du col du fémur

Le traitement de la fracture ancienne du col fémoral doit se fonder sur le fait que l'entité constituée par la pseudarthrose et la néo-articulation comporte *deux perturbations* du mécanisme de la hanche :

1. l'insuffisance de l'ossature due à la liaison lâche des fragments et
2. l'insuffisance des muscles abducteurs ou, plus exactement, l'insuffisance du moment de la force musculaire, insuffisance provoquée par la situation haute du grand trochanter et le raccourcissement du col fémoral.

La thérapeutique de la fracture ancienne du col du fémur a par conséquent un double but à atteindre. Elle doit provoquer l'union osseuse des fragments et supprimer l'insuffisance du moment de la force musculaire.

Méthodes de traitement de la fracture ancienne du col du fémur utilisées jusqu'à présent

Pour traiter la fracture ancienne du col du fémur, les méthodes les plus diverses furent

proposées. D'après leur but thérapeutique, elles peuvent être essentiellement divisées en trois groupes.

Parmi le premier groupe, je compterais les méthodes de traitement qui, après avivement sanglant ou non sanglant, abordent la fracture ancienne du col fémoral comme une fracture fraîche: la méthode de WHITMAN, le vissage ou l'enclouage des fragments et l'inversion de LORENZ.

Le deuxième groupe comprend les méthodes qui, par une modification chirurgicale de la forme de l'extrémité supérieure du fémur, veulent pour ainsi dire exclure la pseudarthrose de la charpente osseuse et ainsi la décharger entièrement. Il s'agit avant tout de la bifurcation de LORENZ et de l'ostéotomie basse d'après SCHANZ. La bifurcation de LORENZ [24] consiste, après une ostéotomie sous-trochantérienne transversale, à déplacer le fragment diaphysaire en dedans, suffisamment pour que tout son diamètre se trouve sous la tête fémorale (fig. 104). La charge est alors transmise directement du bassin au fragment diaphysaire par l'intermédiaire de la tête fémorale, la pseudarthrose étant court-circuitée. D'après LORENZ, la mise en charge de la pseudarthrose ou de la néo-articulation est ainsi supprimée [25]. Le but de l'ostéotomie basse de SCHANZ consiste de même à décharger la pseudarthrose par appui de l'extrémité supérieure du fémur, coudée chirurgicalement, contre le bord inférieur du bassin.

Le troisième groupe comprend les méthodes de traitement résultant de l'acceptation implicite que la guérison osseuse de la pseudarthrose ou de la néo-articulation ne peut plus être obtenue. C'est pourquoi ces méthodes y renoncent à priori. La tête du fémur est excisée et, en implantant le fémur dans le cotyle, on essaye d'obtenir une arthrodèse ou, par une arthroplastie plus ou moins compliquée, on crée une articulation partiellement mobile.

Fig. 104

Les méthodes de traitement du premier groupe, contrairement à celles plus ou moins palliatives des autres groupes, sont les seules qui s'efforcent d'atteindre une guérison osseuse en bonne position. Elles pèchent cependant par le fait qu'elles négligent les forces mécaniques nuisibles qui ont provoqué et entretiennent la pseudarthrose ou la néo-articulation. Elles abordent la fracture ancienne uniquement avec les mêmes moyens qui ont échoué dans la fracture fraîche. C'est pourquoi ces méthodes de traitement doivent elles aussi échouer le plus souvent. L'expérience clinique le confirme.

La «réorientation» (réclinaison) comme thérapeutique causale de la fracture ancienne du col du fémur

Pour réussir et entraîner une guérison osseuse, le traitement de la fracture ancienne du col fémoral doit être causal. Comme la thérapeutique causale de la fracture fraîche, il doit intentionnellement s'attaquer à la sollicitation mécanique. Il doit ainsi éliminer la «nuisance», la force de cisaillement effective ou la force de traction et faire en sorte qu'à sa place une force de compression fonctionnelle, favori-

[24] LORENZ: Über die Behandlung der irreponiblen angeborenen Hüftluxationen und der Schenkelhalspseudarthrosen mittels Gabelung (Bifurkation des oberen Femurendes). Wiener klin. Wochenschr. 1919 nr. 14.

[25] HASS: Zur Technik der Lorenzschen Bifurkation. Zeitschr. f. orth. Chir. 43, 1924.

«Dans la pseudarthrose du col fémoral, le fragment distal doit être glissé en dedans suffisamment loin pour venir se placer sous la tête fémorale de sorte que cette dernière est soutenue comme par un saillant ... mais le principal est que la tête repose maintenant directement sur la diaphyse. *La pseudarthrose est complètement exclue de la mise en charge.* La ligne d'action de la charge passe maintenant beaucoup plus directement à la diaphyse. La tête est interposée entre le bassin et la diaphyse fémorale comme une bille».

sant la formation de tissu osseux, agisse sur tout le tissu de régénération dégénéré. Alors une pseudarthrose, provoquée par irritation mécanique dans le tissu de régénération médullaire, peut être amenée à guérir par cal osseux, grâce à une sollicitation fonctionnelle en compression. L'expérience de MARTIN décrite plus haut le démontre (fig. 18). Cette exigence est facile à satisfaire lorsque l'on sait que la qualité du stimulus mécanique agissant sur le tissu de régénération est déterminée par l'inclinaison du plan de la fracture et que, jusqu'à une inclinaison de celui-ci d'environ 25° par rapport à l'horizontale, le tissu de régénération se trouve sous une contrainte efficace de compression. Elle est satisfaite par la *«réorientation» (réclinaison)* du plan de la pseudarthrose que j'ai proposée pour le traitement de la pseudarthrose du col fémoral [26].

La réorientation consiste essentiellement à modifier de façon décisive la sollicitation mécanique de la pseudarthrose, consciemment et logiquement, par une diminution appropriée de l'inclinaison du plan de la pseudarthrose. En conséquence, au lieu d'une force de cisaillement effective et d'une force de traction, c'est une force de compression fonctionnelle pure qui agit sur tout le tissu de la pseudarthrose. En d'autres mots, le type de fracture donné est transformé en un autre type de fracture présentant la particularité mécanique d'une fracture du premier degré. Pratiquement, après une ostéotomie sous-trochantérienne à hauteur du petit trochanter, le fragment proximal de l'ostéotomie est basculé latéralement jusqu'à ce que le plan de la pseudarthrose soit incliné d'environ 20° par rapport à l'horizontale. La réorientation atteint aussi, simultanément et forcément, le second but du traitement. Elle supprime l'insuffisance relative des muscles pelvi-trochantériens, c.-à-d. l'insuffisance du moment de la force musculaire. En effet, le basculement du fragment proximal de l'ostéotomie ramène le grand trochanter en dehors à peu près dans sa situation physiologique par rapport au bassin. Ainsi la tension de la musculature pelvi-trochantérienne de même que la longueur de son bras de levier effectif sont restaurées (fig. 105, 115, 120). *C'est pourquoi la «réorientation» (réclinaison) peut être considérée comme la thérapeutique causale de la pseudarthrose du col fémoral. Les résultats cliniques qu'elle a donnés le confirment sans doute possible* (BRANDES, CAMITZ, HACKENBROCH, HILLEBRAND, PAUWELS, SCHOEMAKERS, SICKMANN, WALTER [27]).

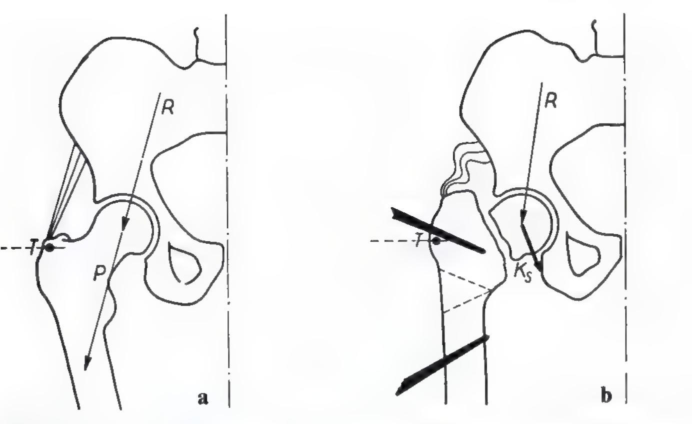
Elle s'oppose aux méthodes de traitement préconisées jusqu'à présent car elle ne tend pas à guérir la pseudarthrose en la déchargeant. Au contraire, elle provoque sa guérison osseuse par la mise en charge, c.-à-d. par une sollicitation fonctionnelle en compression.

Pour réaliser pratiquement la réorientation, il faut d'abord déterminer l'angle dont doit basculer latéralement l'extrémité supérieure du fémur, pour que le plan de la pseudarthrose soit incliné d'environ 20° sur l'horizontale. Cet angle peut facilement être trouvé de la manière suivante (fig. 106).

Une radiographie est prise en position debout après compensation du raccourcissement du membre. Sur un calque de cette radiographie, on trace d'abord une ligne *A* tangente au bord du toit des deux cotyles. Une autre ligne, formant un angle de 20° ouvert en bas du côté sain, coupe la première et se prolonge au-dessus de la hanche malade. Ensuite, une ligne *C* est tracée à travers la fente de pseudarthrose. L'angle formé par les lignes *B* et *C* (45° dans le dessin) est celui

[26] Zentral. f. Chir. 1928. Nr. 37 et Zeitschr. f. orthop. Chir. Vol. 51.

[27] BRANDES: Verh. d. Deutsch. orthop. Ges. 1932. – BRANDES: Erfahrungen zur operativen Behandlung der Schenkelhalspseudarthrose nach PAUWELS. Chir. Congr. 1935 – BRANDES: Spätresultate nach der Pauwelsschen Operation der Schenkelhalspseudarthrose. Orthop. Congr. 1935. – CAMITZ: Die Pseudarthrosen (nebst wahrscheinlichen Vorstadien) nach medialen Frakturen des Collum femoris und deren Behandlung. Acta Chirurg. Scand. Vol. 68, supp. 19, 1931. – HILLEBRAND: Ein weiterer Beitrag zur Behandlung der Schenkelhalspseudarthrose: Abwinkelung nach PAUWELS. Bruns Beitr. z. klin. Chir. Vol. 157, 1933 – PAUWELS: Eine neue Methode zur operativen Behandlung der Schenkelhalspseudarthrose. Zeitschr. f. orthop. Chir. Vol. 51, 1929. – SICKMANN: Ein Beitrag zur Pauwelsschen subtrochanteren Keilosteotomie bei der Schenkelhalspseudarthrose. Deutsch. Zeitschr. f. Chir. Vol. 229, 1930 – WALTER: Handbuch der gesamten Unfallheilkunde. Vol. III, 1933. – WIRTZ: Die Schenkelhalsfraktur und ihre Pseudarthrose unter besonderer Berücksichtigung der Pauwelsschen Abwinkelungsosteotomie. Inaug. Dissert. Münster 1934.



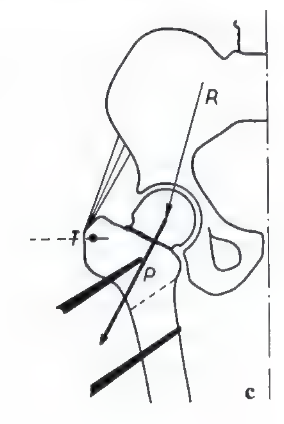


Fig. 105 a – c. Réorientation (réclinaison) du plan de la pseudarthrose :
a circonstances normales;
b pseudarthrose du col fémoral; K_s = force de cisaillement effective;
c après la réorientation; P = force de compression pure; T = situation physiologique du sommet du grand trochanter

dont il faut basculer le fragment proximal de l'ostéotomie en dehors pour que, après la réorientation, la pseudarthrose soit inclinée de 20° sur l'horizontale. C'est ce même angle qui détermine le coin à base latérale à réséquer à hauteur du petit trochanter si la réorientation est effectuée par résection cunéiforme. *L'angulation de l'extrémité supérieure du fémur par une ostéotomie linéaire, curviligne ou cunéiforme est toutefois une affaire de goût personnel, l'ostéotomie n'étant en effet que l'intervention chirurgicale préparatoire. La méthode, le traitement orthopédique, ne commence qu'après l'ostéotomie. Le plan de la fracture est alors amené à l'inclinaison requise par rapport à la direction de la compression effective.* Si l'on préfère l'ostéotomie cunéiforme, il faut que le trait de coupe inférieur soit perpendiculaire à l'axe fémoral. Ainsi, après dérotation des fragments l'un par rapport à l'autre, nécessaire pour éliminer la rotation externe du membre, les surfaces de l'ostéotomie s'appuient l'une sur l'autre dans toute leur étendue. Si, par contre, la coupe inférieure est oblique par rapport à l'axe fémoral, le fragment distal en biseau peut glisser derrière le fragment proximal lors de la dérotation et entraîner une flexion du fragment proximal. La réorientation est avantageusement réalisée avec des vis de SCHANZ qui permettent une fixation exacte des fragments suivant l'angle préalablement calculé (fig. 125). Dans la pseudarthrose lâche, il faut fixer la position désirée du fragment capital par rapport au fragment trochantérien, avant la réorientation ou au cours de celle-ci, par la vis de SCHANZ ou par un clou. La position des fragments doit absolument être assurée jusqu'à ce que le foyer d'ostéotomie soit consolidé par cal osseux. En effet, en position debout, le moment du poids du corps tend à redresser avec une grande force le fragment proximal de l'ostéotomie (fig. 107 a–c).

Les fig. 108–144 illustrent clairement le résultat de la «réorientation» dans trois pseudarthroses du col fémoral. Comme le montre l'analyse mécanique des cas avant et après la

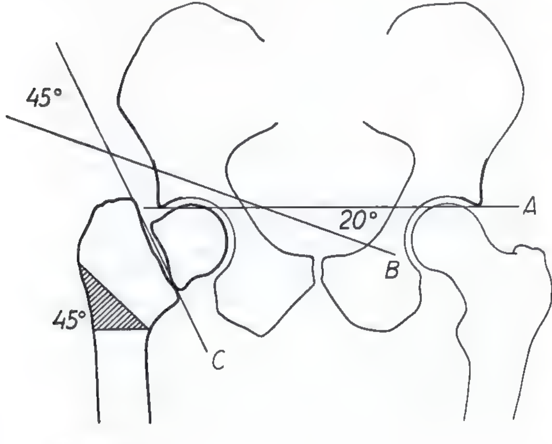


Fig. 106

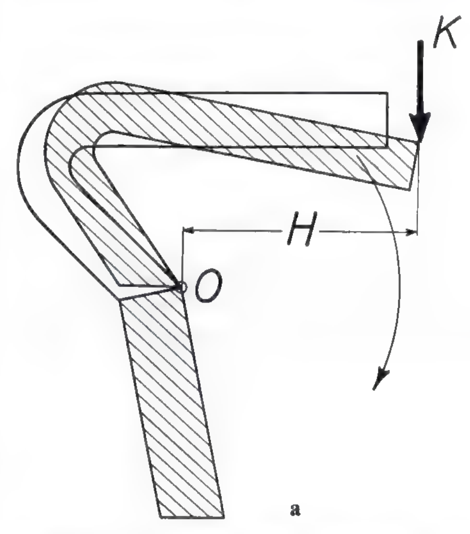
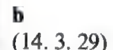


Fig. 107 a – c. A cause de la tension des muscles pelvi-trochantériens, d'un point de vue mécanique, l'extrémité supérieure du fémur et le bassin forment un tout lorsque le bassin s'appuie sur la tête fémorale en charge. On peut les comparer à une poutre s'appuyant sur le fragment diaphysaire par son extrémité latérale recourbée et à l'extrémité libre médiale de laquelle agit le poids du corps *K*. Celui-ci tend à basculer ce tout autour du foyer d'ostéotomie *O* servant de centre de rotation, avec une grande force (bras de levier *H*), par à-coups, dans le sens des aiguilles d'une montre. Si le foyer d'ostéotomie est encore plastique et non complètement rigide, un tel basculement doit se produire lentement et entraîner un redressement du fragment proximal de l'ostéotomie **(fig. b et c)**

réorientation, la pseudarthrose fut provoquée par la force de cisaillement effective K_S. Sous l'influence de celle-ci, le fragment capital glissa vers le bas. En outre, la force de cisaillement effective et la force de traction entretenaient la pseudarthrose. Après la réorientation, la force de compression *R* agissant sur la tête fémorale s'exerce presque entièrement comme une force de compression fonctionnelle sur la pseudarthrose. Presque tout le tissu de celle-ci se trouve sous une contrainte efficace de compression pure. Les radiographies prises à intervalles convenables après la réorientation montrent clairement le progrès de la guérison osseuse de la pseudarthrose et le retour du grand trochanter à sa position physiologique par rapport au bassin. Les images de la marche avant et après la réorientation sont tirées d'un film cinématographique : la marche s'effectue sans boiterie après la réorientation. Ceci démontre que les deux composantes de la perturbation provoquée par la fracture ancienne du col fémoral, l'insuffisance de la charpente osseuse et l'insuffisance du moment des muscles abducteurs, sont éliminées (voir pages 57, 100).

Dans les trois cas, la «réorientation» restitua une capacité de travail pratiquement complète. Les blessés reprirent leur travail antérieur sans incapacité, respectivement 10 mois, 8 mois et 1 an après la réorientation. Ils ne se plaignaient plus de rien.




b
(14. 3. 29)


c
(12. 4. 29)

Fig. 107 b, c. Réorientation : 23. 1. 29. Début des exercices de marche : 14. 3. 29

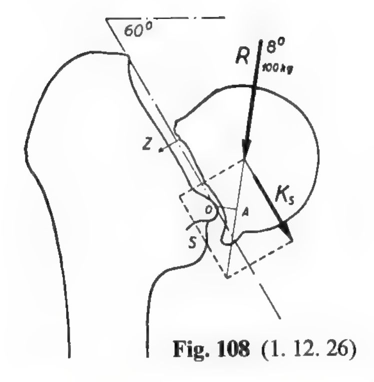


Fig. 108 (1. 12. 26)

Le cas 1 concerne un couvreur de 18 ans (P. N.). La «réorientation» fut réalisée chez lui 8 mois et demi après la fracture (fig. 108 à 120).


Fig. 109 (17. 9. 26)

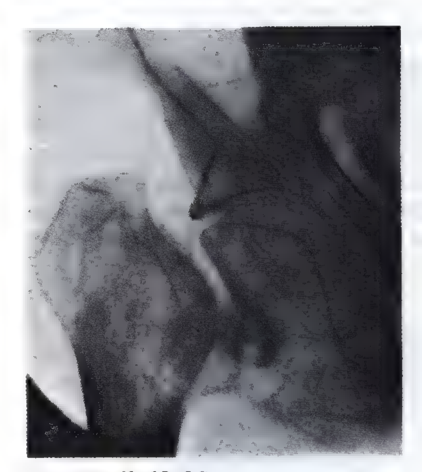

Fig. 110 (1. 12. 26)

Fig. 108, 109, 110. Avant la réorientation. La pseudarthrose se produisit sous l'effet de la force de cisaillement effective (K_S) et le fragment capital glissa progressivement vers le bas

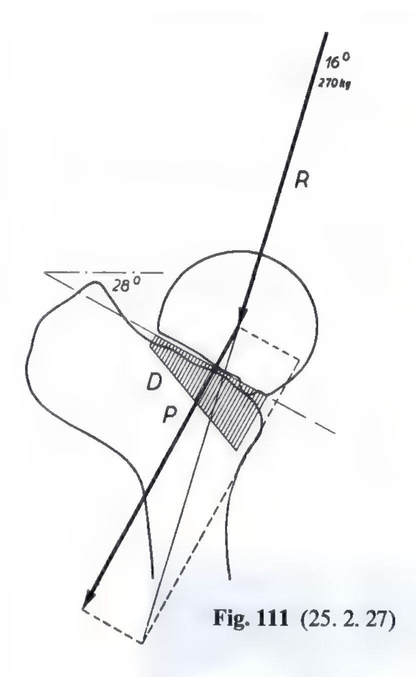


Fig. 111 (25. 2. 27)


Fig. 113 (28. 11. 27)


Fig. 112 (9. 8. 27)


Fig. 114 (9. 3. 32)

Fig. 111, 112, 113, 114. Après la réorientation. La contrainte en compression (*D*) provoquée dans le tissu de pseudarthrose par la force de compression pure (*P*) entraîna progressivement une guérison osseuse

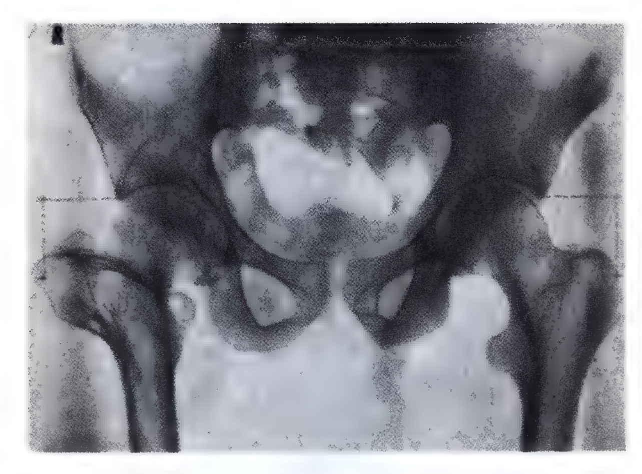


Fig. 115 (28. 11. 27)



Fig. 116 (17. 9. 27)



Fig. 117 (28. 11. 27)



Fig. 118 (28. 11. 27)

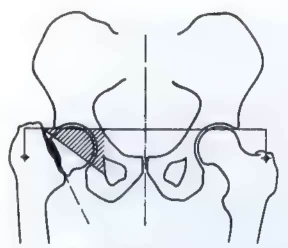


Fig. 119

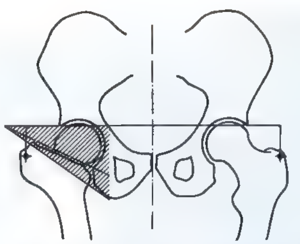
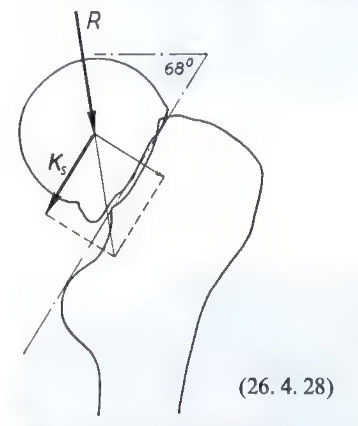


Fig. 120

Fig. 119 et 120. La réorientation déplaça le plan de la pseudarthrose dans la zone exempte de cisaillement (surface hachurée) et ramena le grand trochanter dans sa situation physiologique par rapport au bassin

Le cas 2 concerne un mécanicien automobile de 23 ans (J. W.) chez lequel la «réorientation» fut exécutée 1 an et 9 mois après la fracture (fig. 121 à 132).



(26. 4. 28)

Fig. 121. Date de l'accident: 18. 3. 28. Réorientation: 11. 12. 29

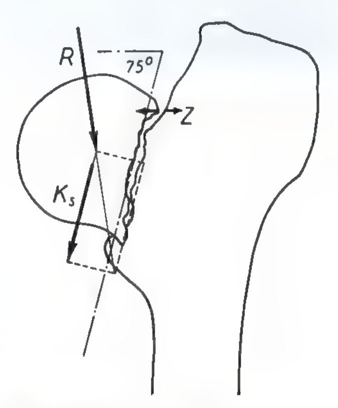


Fig. 123 (29. 11. 29)

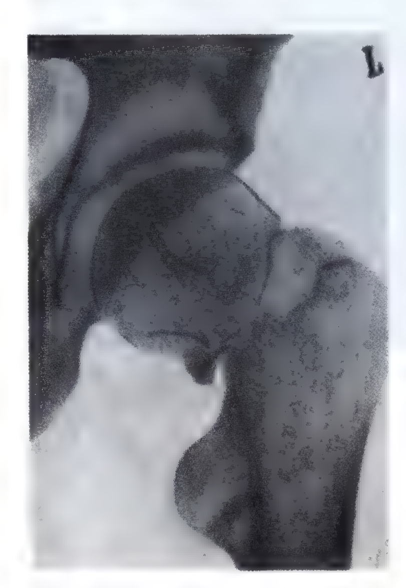


Fig. 122 (26. 4. 28)

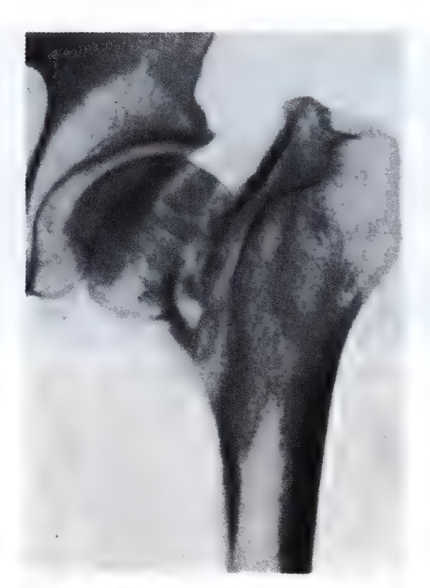


Fig. 124 (29. 11. 29)



Fig. 125. 2. 1. 30. Les vis de Schanz ont été introduites avant l'ostéotomie suivant l'angle calculé. Leur parallélisme démontre que le basculement désiré des fragments l'un par rapport à l'autre a été obtenu

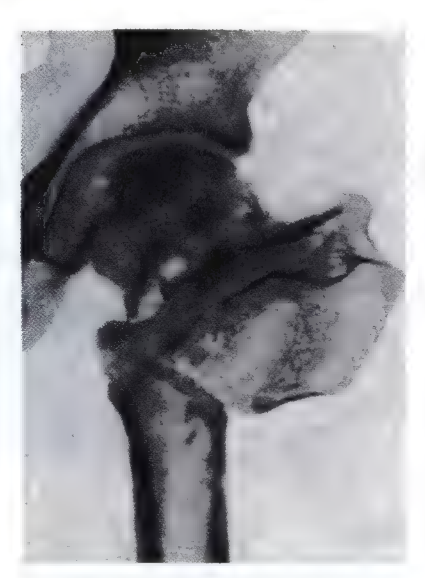


Fig. 127 (31. 1. 30)

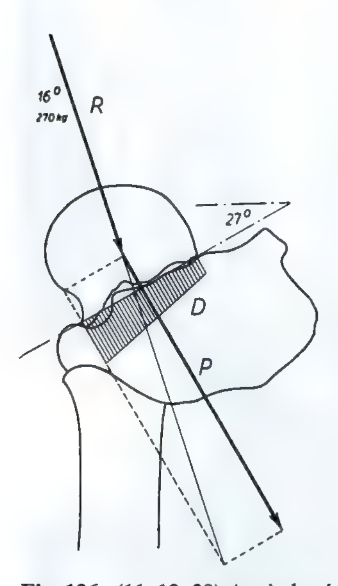


Fig. 126. (11. 12. 29) Après la réorientation



Fig. 128 (14. 4. 30)



Fig. 129 (5. 9. 30)



Fig. 131 (5. 9. 30)



Fig. 130 (9. 11. 29)



Fig. 132 (5. 9. 30)

Le cas 3 concerne un ouvrier agricole de 21 ans (J.H.). Chez lui, la «réorientation» fut exécutée 2 ans et 7 mois après la fracture (fig. 133 à 144).

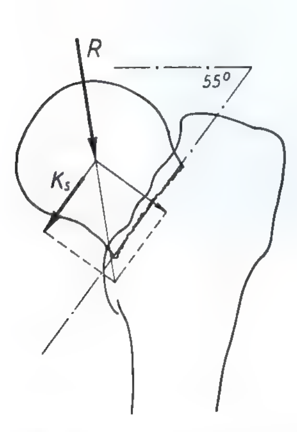


Fig. 133. (18. 7. 28) Date de l'accident : 16. 6. 28. Réorientation : 28. 1. 31



Fig. 135 (17. 5. 29)



Fig. 134 (18. 7. 28)

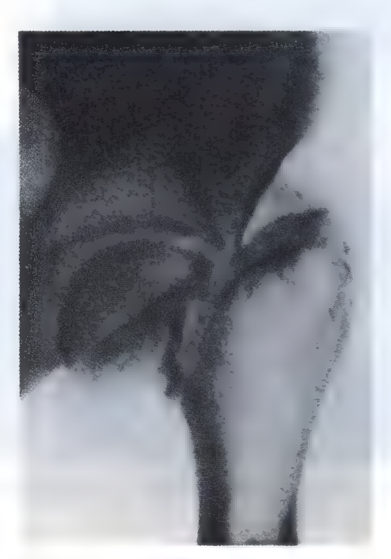


Fig. 136 (22. 6. 29)

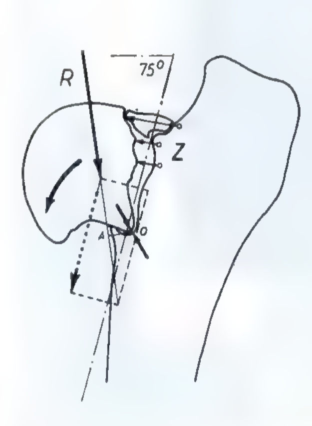


Fig. 137 (20. 1. 31)

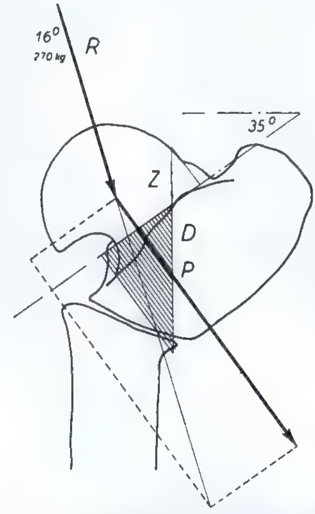


Fig. 139. (28. 1. 31) Après la réorientation



Fig. 138 (20. 1. 31)



Fig. 140 (11. 7. 31)

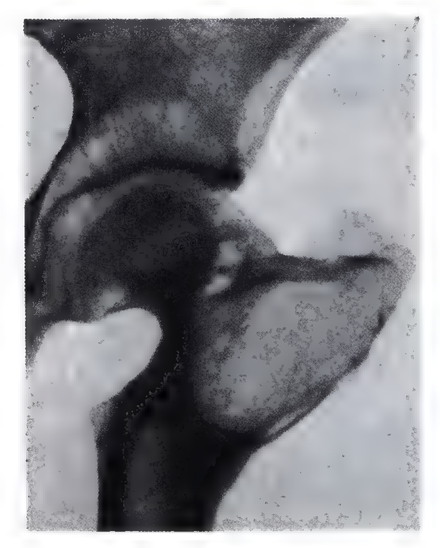


Fig. 141 (8. 2. 33)



Fig. 143 (1. 3. 32)

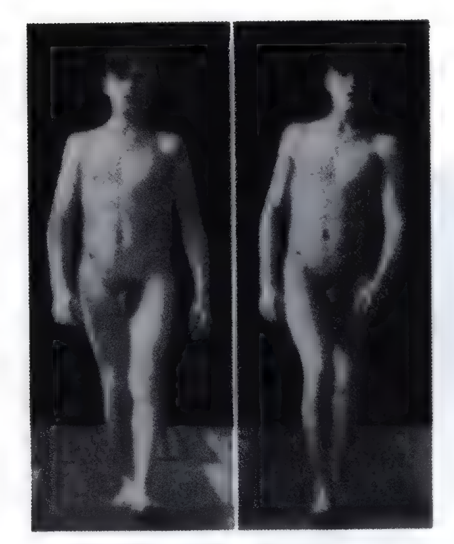


Fig. 142 (20. 1. 31)



Fig. 144 (1. 3. 32)

Dans les fractures du col du fémur avec appui supplémentaire au coin inférieur du fragment capital, un très petit basculement latéral du fragment proximal de l'ostéotomie suffirait à assurer la transformation nécessaire de la sollicitation en traction en une sollicitation fonctionnelle en compression et ainsi à entraîner la guérison osseuse. En effet, dans ce but, le fragment proximal ne doit être basculé latéralement que juste assez pour que la ligne d'action de la force de compression exercée sur la tête fémorale passe latéralement par rapport au support qui sert de fulcrum (fig. 145 et 146). La compression exercée sur la tête du fémur ne pousse plus alors le fragment capital médialement mais bien la-

Modèle d'une fracture du col fémoral (pseudarthrose) avec «appui supplémentaire» au coin inférieur du fragment capital



Fig. 145

Fig. 146

Fig. 145. La force de compression agissant sur le fragment capital s'exerce en dedans, à côté du support du fragment capital. Par conséquent, elle entraîne un basculement médial du fragment capital. Les surfaces fracturaires bâillent et les cordons de caoutchouc sont tendus. Le tissu de régénération est soumis à une contrainte de traction (voir aussi fig. 74)

Fig. 146. L'excision d'un coin dont les surfaces forment entre elles un angle de 20° réduit l'inclinaison du plan de la fracture de 70° à 50°. Ceci suffit pour que la force de compression exercée sur la tête du fémur passe latéralement par rapport au support du fragment capital. Par conséquent, elle entraîne maintenant un basculement du fragment capital en sens opposé, c.-à-d. latéral, contre le fragment trochantérien. Les surfaces fracturaires se ferment et les cordons de caoutchouc sont comprimés. Le tissu de régénération est soumis à une contrainte de compression pure. Le grand trochanter n'est pas ramené suffisamment en bas et en dehors de sorte que le moment de rotation de la force musculaire n'est pas rétabli

téralement (en direction opposée). Grâce à cela, les surfaces de la pseudarthrose se ferment et le tissu de la pseudarthrose est soumis à une compression fonctionnelle. Le basculement modéré du fragment proximal de l'ostéotomie, suffit à modifier la sollicitation. Mais il ne permet pas de replacer le grand trochanter dans sa situation physiologique par rapport au bassin ni de restaurer la grandeur du moment des muscles abducteurs. C'est pourquoi, dans ces cas aussi, il faut, après l'ostéotomie, basculer latéralement l'extrémité supérieure du fémur jusqu'à ce que le grand trochanter ait atteint sa situation physiologique par rapport au bassin.

On peut se fier à la réorientation pour guérir la pseudarthrose du col fémoral même à un âge avancé. Plusieurs cas de Brandes et Camitz, entre autres, le prouvent.

Alors que la réorientation entraîne une guérison osseuse même dans des pseudarthroses datant de plus de 2½ ans et chez des patients d'âge avancé, elle ne peut la garantir seule dans des néo-articulations, même de plus fraîche date. Ceci se comprend si l'on pense que du tissu cartilagineux arrivé à maturité recouvre les surfaces fracturaires de la vraie néo-articulation. Il s'est constitué sous l'influence du frottement, c.-à-d. sous l'influence d'une sollicitation mécanique dont les

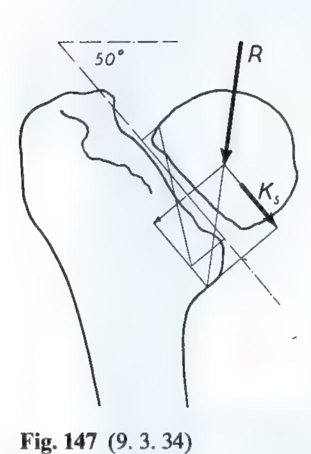


Fig. 147 (9. 3. 34)

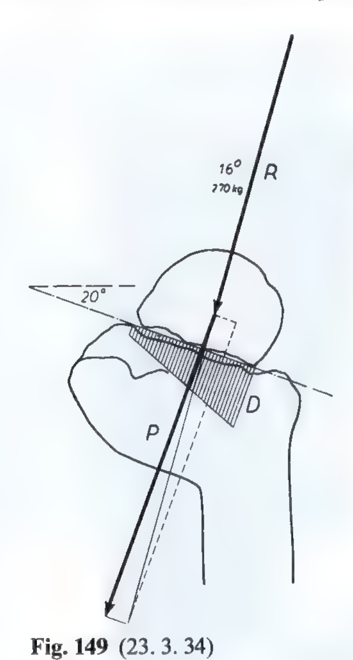


Fig. 149 (23. 3. 34)




Fig. 148 (9. 3. 34)



Fig. 150 (18. 9. 34)

Fig. 147 à 150. Grâce à la réorientation (23. 3. 34), le fragment capital a trouvé un appui inébranlable contre le fragment trochantérien. Le tissu de la néo-articulation se trouve sous une contrainte de compression pure. Il ne s'est cependant pas produit de consolidation osseuse parce que le tissu cartilagineux est un tissu adapté à la sollicitation en compression



Fig. 151 (5. 10. 29)

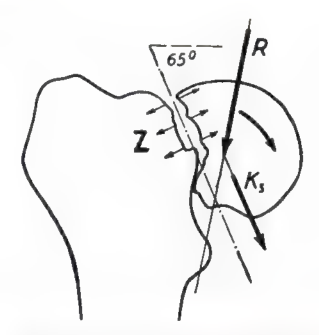


Fig. 153. Analyse mécanique avant l'ostéotomie

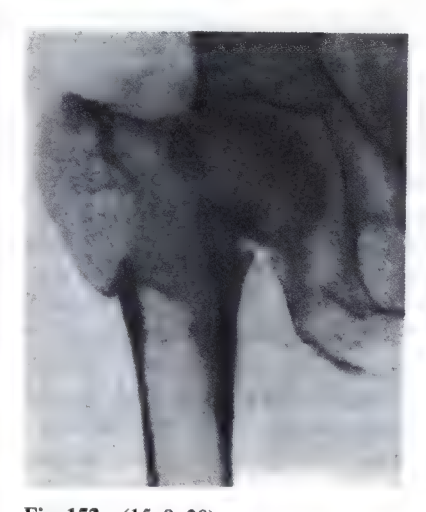


Fig. 152 (15. 9. 30)

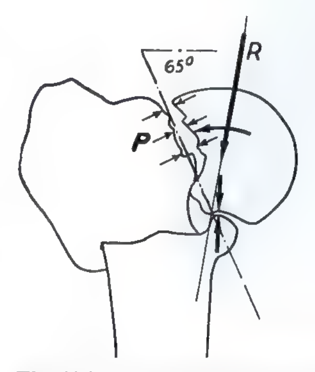


Fig. 154. Analyse mécanique de la fig. 151

Fig. 151 et 152. (D'après Camitz, Die Pseudarthrosen [nebst wahrscheinlichen Vorstadien] nach medialen Frakturen des Collum Femoris und deren Behandlung, Acta Chir. Scand. Vol. 68 suppl. 19.)

composantes sont la compression et le déplacement. L'élimination du déplacement seul, réalisée par la réorientation, ne suffit pas à provoquer la guérison osseuse, comme la radiographie fig. 150 le démontre, parce que le tissu cartilagineux constitue un tissu déjà adapté à une contrainte de compression. C'est pourquoi, dans les néo-articulations, il faut aviver les surfaces fracturaires. Cet avivement peut être réalisé facilement après l'ostéotomie sous-trochantérienne. On obtient ainsi de façon fiable la guérison osseuse.

Modification favorable inconsciente de la sollicitation mécanique comme cause de la guérison osseuse obtenue par différentes méthodes de traitement

Des forces mécaniques déterminent le processus de guérison et le résultat final de la fracture du col du fémur. Cette constatation dévoile aussi la cause première de maint succès attribué ici et là dans la littérature à des méthodes de traitement qui, en elles-mêmes, n'étaient pas capables de provoquer la guérison osseuse dans le cas en question.

Particulièrement intéressant à ce point de vue est un cas publié par CAMITZ. La guérison osseuse survint après ostéotomie sous-trochantérienne sans que cette dernière ait changé l'inclinaison très prononcée du plan de la pseudarthrose (65°) (fig. 151–154). A première vue, le résultat obtenu dans ce cas paraît contredire mes raisonnements. En réalité, il constitue une preuve particulièrement démonstrative de leur justesse. L'ostéotomie ne changea pas l'inclinaison du plan de la pseudarthrose mais elle créa, tout à fait par hasard, la formation d'une saillie osseuse au coin médial du fragment distal. Grâce au déplacement de celui-ci en dedans, le fragment capital prit appui sur cette saillie osseuse. Ceci supprima d'abord la force de cisaillement effective. Comme, après le déplacement médial du fragment distal, la ligne d'action de la force de compression *R* passait latéralement par rapport à la saillie osseuse, c.-à-d. par rapport au support de la tête fémorale, la compression exercée sur celle-ci entraîna un moment de rotation en dehors pour le fragment capital, comme dans l'expérience sur modèle (fig. 145, 146) après résection du coin. Le fragment capital s'apposa contre le fragment trochantérien. Il en résulta une compression fonctionnelle sur le tissu de pseudarthrose. Celle-ci devait donc guérir, bien que l'inclinaison de son plan ne fût pas diminuée par l'ostéotomie, car une force de compression fonctionnelle pure avait remplacé la force de cisaillement effective, comme je viens de le décrire.

En outre, dans le cas fig. 155, 156, la guérison de la pseudarthrose ne doit pas être attribuée exclusivement à l'action de la méthode de WHITMAN, comme on l'avait admis. Elle fut finalement provoquée par le fait que le grand trochanter trouva un appui ferme contre le toit du cotyle. La sollicitation en cisail-

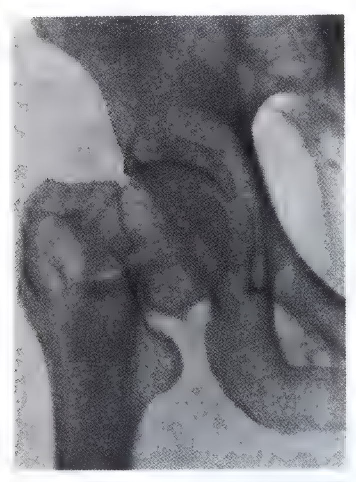


Fig. 155. (D'après LINDEMANN, Erfahrungen über die konservative Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur, Zeitschr. f. orth. Chir. Vol. 58, supplément.)

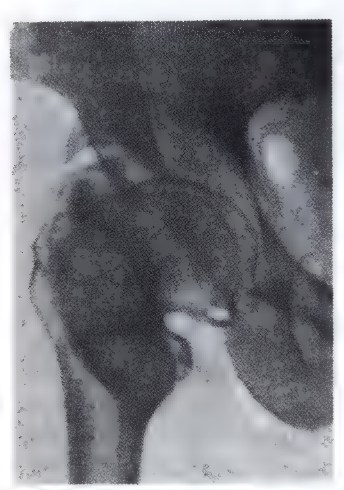


Fig. 156. (D'après LINDEMANN, Erfahrungen über die konservative Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur, Zeitschr. f. orth. Chir. Vol. 58, supplément)

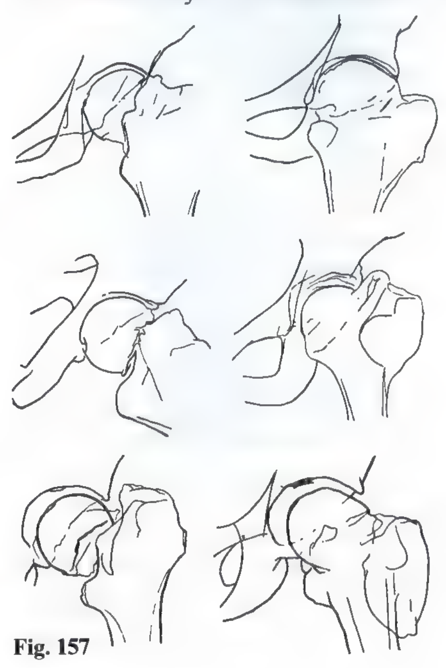


Fig. 157


Fig. 158

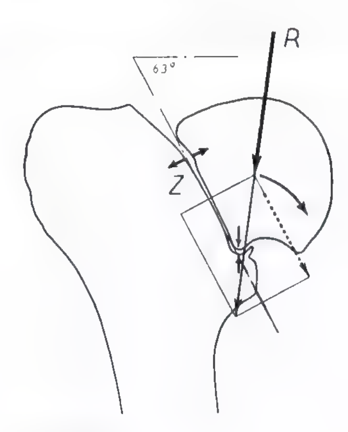


Fig. 160


Fig. 159

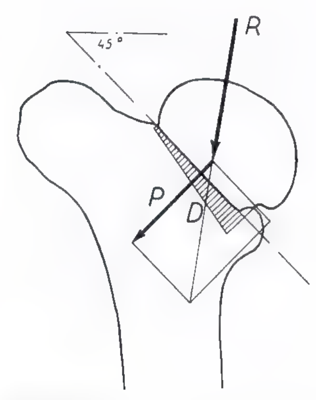


Fig. 161

lement du tissu pseudarthrosique fut donc transformée en une sollicitation en compression fonctionnelle grâce à un «appui supplémentaire». Ceci ressort des explications page 41. De même, la guérison osseuse du cas fig. 157 ne peut pas être considérée comme la conséquence de la bifurcation de LORENZ. Comme LINDEMANN [28] lui-même le pressent déjà, elle résulta «de la modification des conditions mécaniques». Les radiographies le montrent, il se produisit une «réorientation» du plan de la pseudarthrose et non pas seulement un support extra-capsulaire du fragment capital par le fragment diaphysaire. Il n'y eut donc pas de *décharge* comme le veut LORENZ mais bien *mise en charge* dans le sens d'une sollicitation en compression fonctionnelle. C'est le but que s'efforce d'atteindre la «réorientation».

On peut aussi se demander si l'avivement chirurgical de la pseudarthrose ou néo-articulation dans un cas de BADE (fig. 158–161) aurait conduit à la guérison osseuse si l'opération n'avait en même temps transformé la sollicitation effective en traction en une sollicitation en compression fonctionnelle, grâce à la diminution de l'inclinaison du plan de la fracture (de 63° à 45°) et à l'aplatissement du fragment capital.

[28] LINDEMANN: Erfahrungen über die konservative Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur. Verh. d. Deutsch. orthop. Ges. 1932.

Le processus de guérison de la fracture du col fémoral, un problème mécanique

Toute l'expérience acquise concernant l'évolution, les résultats et l'effet des différentes méthodes de traitement de la fracture du col fémoral démontre que des forces mécaniques exercent une influence décisive sur le processus de guérison de cette fracture. En accord avec les constatations de DUBOIS, elle démontre en outre les faits suivants. On ne peut attribuer une influence trophique sur la formation du tissu de régénération osseux qu'à la compression fonctionnelle, c.-à-d. à une contrainte de compression effective de grandeur variable. Des forces de cisaillement et de traction, des forces fléchissantes et rotatoires d'une grandeur suffisante poussent le développement du tissu de formation osseux dans une mauvaise direction. Elles peuvent faire régresser le tissu de régénération osseux déjà arrivé à maturité. Surtout, le tissu de régénération provenant de la moelle, contrairement au cal périostique, ne peut entraîner seul une liaison osseuse des fragments que si son développement n'est pas perturbé par des stimuli mécaniques nuisibles mais est favorisé par une contrainte en compression effective. *Par conséquent, la contrainte en compression effective de grandeur périodiquement variable, libre de contraintes de déplacement, doit être considérée comme le facteur de guérison de la fracture du col fémoral.*

Finalement, le problème de la fracture du col fémoral est donc purement mécanique. Les recherches entreprises jusqu'à présent tentaient d'expliquer le comportement problématique de cette fracture à partir de points de vue biologiques. On comprend qu'elles ne pouvaient fournir une explication complète. Jusqu'à ce jour, il manquait donc une base pour établir le pronostic et pour proposer une thérapeutique causale de la fracture du col du fémur. *Des forces mécaniques déterminent le sort de cette fracture. Cette constatation résout l'énigme du processus de guérison. Elle permet en même temps de fixer des directives pour le pronostic et le traitement causal. Le choix des mesures thérapeutiques doit se baser sur la situation mécanique de la fracture. Un traitement satisfaisant, indépendant du hasard, suppose donc la connaissance des forces agissant dans chaque cas individuel et des possibilités d'action mécanique des différentes méthodes. Il ne peut y avoir de thérapeutique standard qui serait également indiquée dans tous les cas puisque la situation mécanique des différentes fractures est extrêmement variée.* Tout traitement standard doit signifier trop dans un cas, trop peu dans un autre, comme le démontrent les résultats très disparates de chaque méthode, de même que la possibilité de guérir sans traitement. Une guérison osseuse de la fracture du col du fémur ne peut donc être assurée que grâce à la connaissance exacte des forces agissant dans chaque cas et au choix approprié des mesures thérapeutiques et du moment idéal pour leur application.

Deuxième partie

Sollicitation mécanique de la tête fémorale et détermination des forces agissant sur le tissu de régénération

La sollicitation mécanique dans le plan de la fracture du col fémoral a été déduite de la sollicitation de la tête du fémur [29], dont la direction et la grandeur ont été supposées connues jusqu'à présent. Il a fallu renoncer à leur détermination dans la première partie du travail car les nombreux calculs et analyses graphiques auraient perturbé la vue d'ensemble. Cette détermination sera reprise ici pour les modes de sollicitation revêtant une importance pratique pour le processus de guérison de la fracture du col fémoral.

Si l'on veut se représenter la sollicitation mécanique de la tête fémorale, pour autant que ce soit possible, on part forcément d'un état d'équilibre statique ou dynamique du corps présentant les caractéristiques essentielles du mode de sollicitation en question. Dans cet état d'équilibre supposé du corps, on peut étudier les forces extérieures et intérieures qui interviennent, moyennant certaines simplifications. Les forces extérieures s'obtiennent avec une précision satisfaisante si l'on connaît les dimensions, le poids, la forme du corps et le mouvement que le corps et ses différentes parties exécutent. On peut ainsi se baser sur les résultats des recherches classiques d'Otto FISCHER qui a étudié la cinématique de la marche grâce à une méthode photogrammétrique extrêmement raffinée et a reporté les résultats de ses recherches dans un système rectangulaire de coordonnées dans l'espace. Par contre, les forces intérieures, c.-à-d. les forces musculaires, ne peuvent pas être calculées. Elles peuvent être déduites avec une certaine approximation lorsqu'elles équilibrent des forces extérieures antagonistes qui, elles, peuvent être calculées, lorsqu'en d'autres mots leur travail est connu. Mais, même dans ces conditions, elles ne peuvent être établies qu'avec une certaine vraisemblance. Leurs conditions de travail doivent être connues pour permettre de déduire leur grandeur et leur direction, c.-à-d. la situation dans l'espace de leur résultante. Ceci suppose la connaissance préalable des différentes forces musculaires. Celles-ci ne peuvent être évaluées que de façon approximative grâce à des simplifications. En position couchée, par contre, il n'y a aucun point de repère pour le travail des muscles. Dans cette position, une détermination des forces musculaires n'est donc pas possible avec les moyens dont nous disposons. Puisque l'analyse de la sollicitation mécanique de la fracture du col du fémur suppose la connaissance de la direction et de la grandeur de la sollicitation en compression de la tête fémorale, il est malgré tout justifié de rechercher celles-ci pour les modes de sollicitation les plus importants pour notre sujet. La connaissance que l'on peut acquérir, malgré des moyens insuffisants, peut constituer une base pratiquement utilisable pour le problème à résoudre.

Les résultats des recherches classiques de O. FISCHER publiés dans «Der Gang des Menschen» serviront de base au raisonnement suivant, de même que les dimensions et le poids du sujet sain utilisé pour ces recherches. L'analyse des forces musculaires provient d'une exploitation du travail de A. FICK «Statische Betrachtung der Muskeln des Oberschenkels» tenant compte des indications données par R. FICK dans son manuel d'anatomie et de mécanique des articulations.

La sollicitation mécanique de la tête fémorale est essentiellement une sollicitation en compression dont la direction et la grandeur sont soumises à des variations considérables. En position couchée elle est due uniquement à des forces musculaires, en position debout au fonctionnement de la musculature en combinaison avec des forces extérieures statiques et dynamiques. Pour des raisons pratiques, on étudiera d'abord la sollicitation physiologique de la tête fémorale en position debout sur les deux jambes et lors de la marche. On peut la déduire en se basant sur les éléments mentionnés plus haut et scienti-

[29] La force de compression agissant sur la tête fémorale sera appelée plus brièvement «sollicitation de la tête fémorale».

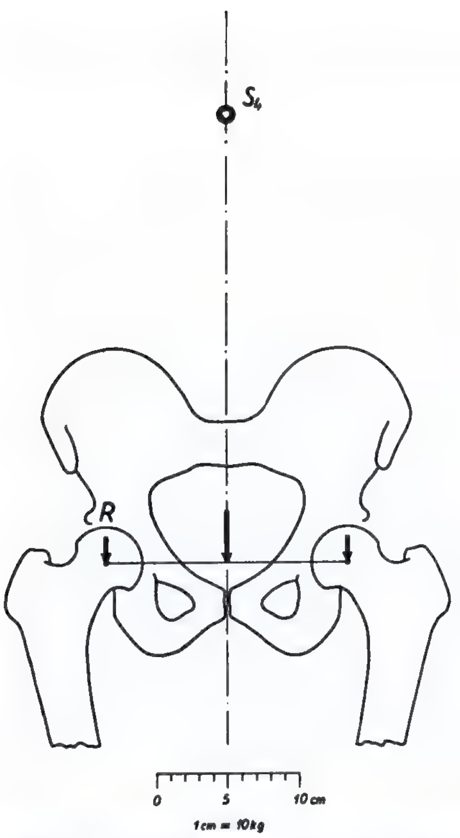


Fig 162. Direction et grandeur de la sollicitation en compression *R* de la tête fémorale lors de l'appui symétrique sur les deux membres inférieurs

fiquement fondés. D'autre part, les autres modes de sollicitation de la tête fémorale ne peuvent être vérifiés que par comparaison avec la sollicitation physiologique. En effet, on ne possède pas de fondements adéquats pour analyser ces modes de sollicitation et, dans le temps dont je disposais, il ne m'était pas possible d'établir ces fondements.

La sollicitation en compression de la tête fémorale en position debout sur les deux jambes

En station debout sur les deux jambes, la sollicitation en compression de la tête fémorale est due en premier lieu à des forces extérieures. Le bassin repose sur les deux têtes fémorales. Puisqu'il est soutenu des deux côtés, il ne faut pas de force musculaire pour le stabiliser dans le plan frontal. De même, pour maintenir l'équilibre par rapport à l'axe des hanches, c.-à-d. en direction sagittale, il ne faut que des forces musculaires insignifiantes. En effet, lorsque la partie supérieure du corps est maintenue droite, le fil à plomb abaissé du centre de gravité S_4, où l'on peut s'imaginer concentrée la masse tronc + tête + les deux membres supérieurs, ne se trouve qu'à une très petite distance de l'axe des hanches. Le moment de la masse du corps que les forces musculaires doivent équilibrer est donc relativement petit. C'est pourquoi, pour caractériser la sollicitation de la tête du fémur lors de la station sur les deux jambes, on peut sans commettre d'erreur essentielle, considérer l'individu comme se trouvant au repos et baser l'analyse sur la position normale d'O. FISCHER. Dans cette position, le centre de gravité S_4 de la partie supérieure du corps se trouve à la verticale au-dessus du milieu de l'axe des hanches, en équilibre instable. Aucune force musculaire n'est donc théoriquement nécessaire pour maintenir l'équilibre autour de l'axe des hanches.

Si l'on étudie la sollicitation de la tête fémorale dans ces conditions restrictives, il apparaît que le poids de la masse du corps, imaginée concentrée en S_4, est transmis directement et également aux deux têtes fémorales (fig. 162). Le bassin repose sur celles-ci comme une poutre soutenue à ses deux extrémités. Le poids du corps peut être comparé à une charge qui agit sur la poutre. La transmission de la charge s'effectue sous forme de compression sur les supports de façon telle que chaque tête fémorale reprend la moitié du poids de la partie supérieure du corps. La direction de la compression (*R*) est verticale. Aucune composante horizontale du poids du corps n'agit puisque le bassin de l'adulte forme un système fermé sur lui-même.

Lors de la station symétrique sur les deux membres inférieurs, comme elle est décrite plus haut, la direction de la compression exercée sur la tête du fémur est verticale. En admettant un poids total du corps de 58,7 kg [30]*, sa grandeur vaut 18,41 kg pour chaque tête fémorale, c.-à-d. environ le tiers du poids du corps.*

[30] Poids du sujet utilisé par O. FISCHER pour ses recherches.

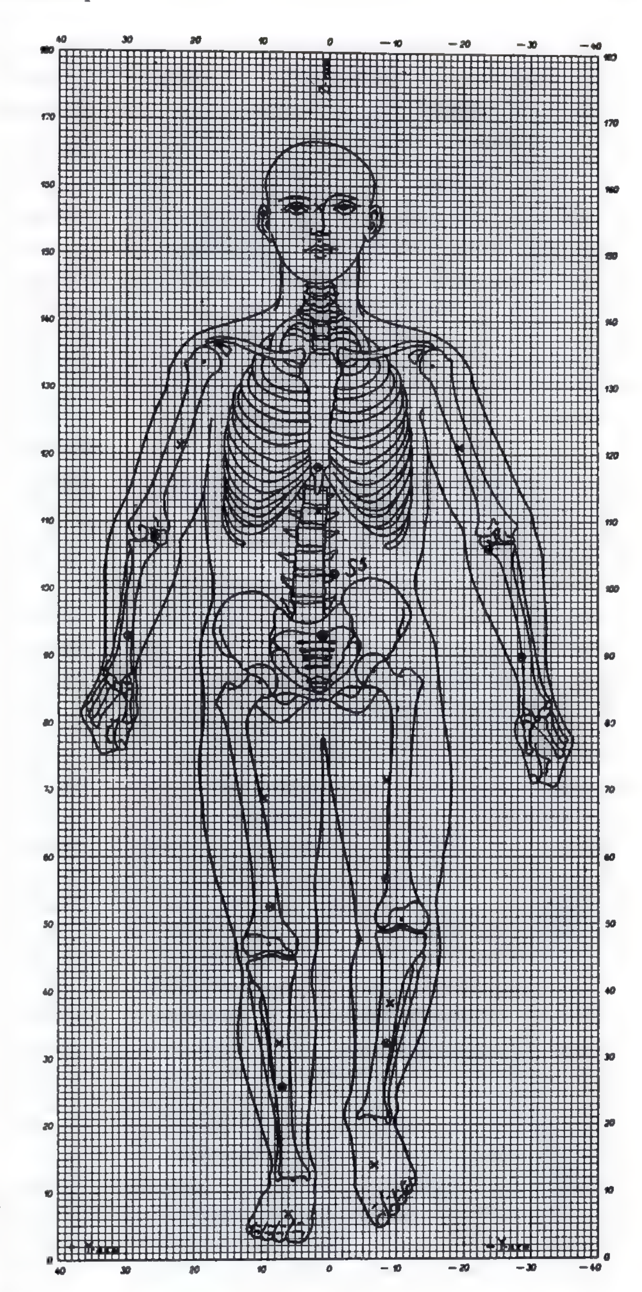


Fig. 163. Reconstitution de la projection frontale de la phase 16 de l'expérience 1 de O. FISCHER

La sollicitation en compression de la tête du fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche

Les conditions sont essentiellement différentes durant la marche puisque, durant la période d'appui unilatéral de celle-ci, la tête fémorale du membre en appui supporte seule la charge du corps. Elle doit donc d'abord subir un poids proportionnellement plus grand, tout le poids de la partie supérieure du corps augmenté du celui du membre oscillant. Ensuite, du fait de l'appui excentrique du bassin sur la tête du fémur en charge, des forces musculaires entrent en jeu. Elles empêchent le basculement du bassin vers le côté du membre oscillant. Enfin, le mouvement durant la période d'appui unilatéral de

la marche entraîne des forces dynamiques qui influencent considérablement la sollicitation de la hanche. Par conséquent, des forces extérieures statiques et dynamiques et des forces intérieures musculaires s'exercent sur la tête du fémur du membre en charge. C'est leur combinaison qui détermine la grandeur et la direction de la sollicitation en compression de la tête fémorale. Comme cette brève vue d'ensemble le fait déjà apparaître, durant la marche, la tête fémorale subit une sollicitation caractéristique et considérablement plus grande que lors de la station debout sur les deux membres inférieurs.

La sollicitation statique en compression de la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche

Pour analyser la sollicitation en compression de la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche, il faut d'abord supposer connu un état instantané pris dans le déroulement du mouvement durant cette période. Cet état instantané doit présenter la situation mécanique caractéristique de la tête fémorale du membre en charge, pour la durée de la période d'appui unilatéral. A partir de là, il faut déterminer les forces intérieures et extérieures. La fig. 163 représente un état d'équilibre caractéristique de la période d'appui unilatéral et la fig. 168 un schéma mathématique aussi simple que possible.

La masse de la partie du corps supportée par la tête fémorale (tronc + tête + deux membres supérieurs + membre inférieur oscillant) peut s'imaginer concentrée au centre de gravité S_5 de cette partie du corps. Comme le montre le schéma fig. 168, elle se trouve médiale par rapport à la tête fémorale du membre en charge. Le bassin basculerait du côté du membre oscillant, sous l'effet de la charge du corps, si sa position horizontale n'était pas assurée par la tension des muscles abducteurs. Deux forces s'exercent donc sur la tête fémorale : du côté médial le poids du corps *K*, du côté latéral la tension des muscles abducteurs *M*. La sollicitation en compression de la tête fémorale, provoquée par le poids du corps, dépend donc de deux forces rotatoires de sens opposés, qui s'équilibrent. Du côté médial on trouve le moment de la masse du corps, du côté latéral celui de la force musculaire. Les deux agissent en sens opposés. La grandeur et la direction de la sollicitation en compression de la tête du fémur dépendent de ces deux moments et de la ligne d'action des forces extérieures et intérieures en jeu. Ces dernières doivent donc être recherchées.

On étudiera d'abord le comportement du moment du poids du corps durant la période d'appui unilatéral. Ce moment est égal au produit du poids du corps et de son bras de levier, c.-à-d. au produit du poids du corps imaginé concentré en son centre de gravité S_5 et de la distance entre le centre de la tête fémorale et la verticale passant par S_5. Le poids de la partie du corps supporté par la tête fémorale reste constant durant la période d'appui unilatéral. A chaque instant de celle-ci, si on néglige d'abord l'action des forces dynamiques, le moment du poids du corps dépend donc de la longueur de son bras de levier. Celui-ci varie durant la période d'appui unilatéral. Il doit donc d'abord être étudié de plus près.

Le bras de levier du poids du corps est, à chaque instant de la période d'appui unilatéral, donné par la situation dans l'espace du centre de gravité S_5 par rapport au centre de la tête fémorale puisque le poids du corps agissant en S_5 ne modifie pas sa direction verticale. La situation spatiale de S_5 et celle du centre de l'articulation de la hanche peuvent être lues sur la courbe du déplacement de ces points pour chaque instant de la période d'appui unilatéral. La courbe du déplacement du centre de la tête fémorale se construit simplement à partir des coordonnées *x*, *y* et *z* rectangulaires spatiales, calculées par O. FISCHER. Mais la courbe du déplacement du centre de gravité S_5 qui nous importe pour le présent travail n'a pas été déterminée par O. FISCHER. Les coordonnées nécessaires pour cette courbe devaient donc d'abord être calculées. Dans ce but, on combina le centre de gravité du groupe tronc + tête + deux membres supérieurs et celui du membre inférieur oscillant dont les coordonnées ont été données par O. FISCHER. Le calcul se basa sur l'équation des moments statiques par rapport aux axes *x*, *y* et *z*; par rapport à l'axe *z* d'après la formule suivante :

$$x_{S_5} \cdot G_{S_5} = x_1 \cdot G_1 + x_2 \cdot G_2$$

$$x_{S_5} = \frac{x_1 \cdot G_1 + x_2 \cdot G_2}{G_{S_5}}$$

x_{S_5} = coordonnée x recherchée du centre de gravité S_5
x_1 = coordonnée x donnée du centre de gravité de la partie du corps tronc + tête + deux membres supérieurs.
x_2 = coordonnée x donnée du centre de gravité du membre inférieur oscillant.

L'indice S_5 indique l'appartenance de la coordonnée à S_5.

L'indice 1 indique l'appartenance au centre de gravité de la partie du corps tronc + tête + deux membres supérieurs.

L'indice 2 indique l'appartenance au centre de gravité du membre inférieur oscillant.

G_{S_5} = poids de la partie du corps tronc + tête + deux membres supérieurs + membre inférieur oscillant (S_5).
G_1 = poids du groupe tronc + tête + deux membres supérieurs.
G_2 = poids du membre inférieur oscillant.

Tableau 1. Coordonnées du centre de gravité S_5 (tronc + tête + deux membres supérieurs + membre inférieur oscillant).

Phases	x	y	z
1	37,64	+0,50	98,75
2	44,37	+0,47	100,03
3	51,13	+0,48	101,29
4	57,66	+0,53	102,11
5	64,15	+0,55	102,34
6	70,49	+0,61	101,94
7	76,68	+0,70	100,96
8	83,25	+0,83	99,64
9	89,55	+1,05	98,67
10	96,03	+1,45	97,94
11	–	–	–
12	102,44	−1,47	98,28
13	109,68	−1,12	98,65
14	116,40	−0,88	99,57
15	123,35	−0,75	101,03
16	129,43	−0,71	102,09
17	136,16	−0,72	102,80
18	142,34	−0,82	102,76
19	148,89	−0,88	102,17
20	155,21	−1,00	101,19
21	161,45	−1,17	100,08
22	167,83	−1,50	99,25
23	174,26	−1,99	98,63
24	–	–	–
25	180,64	+0,78	98,21
26	187,99	+0,57	98,58
27	194,94	+0,35	99,26
28	201,93	+0,26	100,38
29	208,15	+0,28	101,38
30	214,44	+0,40	102,11
31	220,43	+0,53	102,18

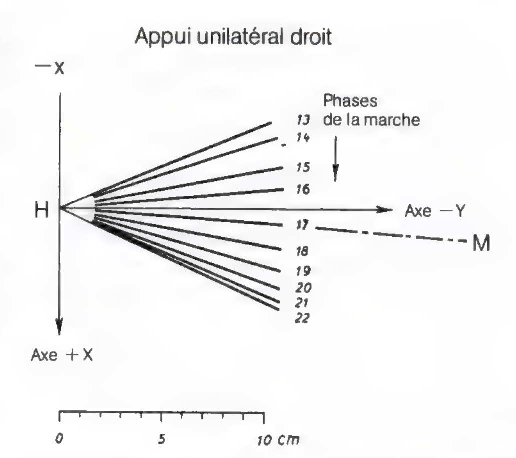


Fig. 164. Grandeur et situation réelles du bras de levier (*OC*) du poids du corps par rapport au centre de l'articulation de la hanche (*H*), aux différentes phases de la période d'appui unilatéral droit (projection sur le plan horizontal)

Les cordonnées y et z du centre de gravité S_5 furent calculées de la même façon à partir des équations des moments par rapport aux axes x et y.

Dans ce calcul, les poids des différentes parties du corps sont ceux que O. FISCHER utilisa pour calculer ses coordonnées du centre de gravité. Les coordonnées x, y et z de S_5 sont rassemblées dans le tableau 1. Celui-ci constitue ainsi un modeste complément au travail de O. FISCHER.

Les coordonnées de la trajectoire du centre de gravité S_5 étant maintenant connues, le bras de levier recherché peut être représenté par sa projection en grandeur réelle sur le plan horizontal (plan $x-y$) pour chacune des 31 phases d'un double pas, puisqu'il est parallèle à ce plan. Cette représentation fut réalisée de la façon suivante. D'après les coordonnées x et y précédentes, la courbe du déplacement du centre de la tête fémorale de même que celle du centre de gravité S_5 furent projetées graphiquement sur le plan horizontal pour les différentes phases de la période d'appui unilatéral. Pour chaque phase, une droite fut tracée entre le centre de gravité S_5 et le centre de la tête du fémur. Cette droite indique, pour chaque phase, la longueur et la direction du bras de levier recherché. Pour faciliter la vue d'ensemble, les différents bras de levier pour la période d'appui unilatéral du membre inférieur droit (phases

12–23) furent ensuite déplacés parallèlement à eux-mêmes de façon à ce que les différents centres de la tête fémorale se superposent à l'origine H des coordonnées. La fig. 164 l'illustre.

Les longueurs absolues du bras de levier c du poids du corps furent aussi calculées d'après l'équation: $c=\sqrt{a^2+b^2}$. Elles sont indiquées au tableau 2. En outre, les bras de levier du poids du corps furent projetés à l'échelle sur un plan frontal (plan $y-z$) et sur un plan sagittal (plan $x-z$). Ces deux projections furent calculées à partir des coordonnées x et y du centre de la tête fémorale du membre en charge et du centre de gravité S_5 en utilisant les équations suivantes:

$$a=y_H-y_{S_5}$$ [32]

$$b=x_H-x_{S_5}$$

y_H = coordonnée y du centre de l'articulation de la hanche.
y_{S_5} = coordonnée y du centre de gravité S_5.
x_H = coordonnée x du centre de l'articulation de la hanche.
x_{S_5} = coordonnée x du centre de gravité S_5.
a = bras de levier du centre de gravité S_5 projeté sur le plan frontal.
b = bras de levier du centre de gravité S_5 projeté sur le plan sagittal.

Tableau 2. Bras de levier du poids du corps projetés sur le plan frontal (a), sur le plan sagittal (b) et sur le plan horizontal (c)[31].

Phases	a plan frontal	b plan sagittal	c plan horizontal
1	−11,00	−2,26	11,19
2	−10,86	−1,07	10,89
3	−10,76	+0,33	10,77
4	−10,75	+1,59	10,85
5	−10,76	+2,75	11,10
6	−10,82	+3,72	11,45
7	−10,92	+4,42	11,80
8	−11,00	+4,92	12,05
9	−11,09	+4,94	12,13
10	(−11,14)	(+4,95)	(12,19)
11	–	–	–
12	(+ 9,82)	(−5,29)	(11,16)
13	+10,31	−4,24	11,15
14	+10,67	−3,50	11,21
15	+10,91	−2,03	11,10
16	+10,99	−0,97	11,04
17	+10,92	+0,77	10,97
18	+10,83	+1,93	11,00
19	+10,80	+3,02	11,20
20	+10,78	+3,89	11,45
21	+10,80	+4,55	11,71
22	+10,75	+4,92	11,81
23	(+10,70)	(+4,86)	(11,76)
24	–	–	–
25	(−10,54)	(−4,74)	(11,55)
26	−10,75	−3,71	11,37
27	−10,81	−3,01	11,22
28	−10,83	−1,92	11,00
29	−10,82	−1,15	10,88
30	−10,88	+0,14	10,89
31	−11,06	+1,11	11,10

[31] Un moment entraînant une rotation dans le sens des aiguilles d'une montre, dans la vue de face, est positif. Dans la vue de profil, un moment est positif lorsqu'il tend à basculer la partie supérieure du corps en avant, c.-à-d. dans la direction de la marche.

La représentation graphique pour les différentes phases de la période d'appui unilatéral donne une vue d'ensemble de la longueur et de la variation quantitative des projections de ce bras de levier sur le plan frontal (fig. 166) et sur le plan sagittal (fig. 167). En outre, la longueur du bras de levier est donnée au tableau 2 sous a pour le plan frontal et sous b pour le plan sagittal. La représentation à l'échelle et les valeurs calculées montrent d'abord que le bras de levier de S_5 est à peu près constant durant la période d'appui unilatéral. Il atteint un maximum de 12,13 cm et un minimum de 10,77 cm. Sa variation est donc minime. D'autre part, comme l'illustre le schéma fig. 164, il forme un angle plus ou moins ouvert avec l'axe y aux différentes phases de la période d'appui unilatéral. Cet angle revêt sa valeur négative maximale au début de la période d'appui unilatéral. Il passe par zéro au milieu de celle-ci. Son signe change ensuite et il atteint sa valeur positive maximale à la fin de la période d'appui unilatéral. On admet qu'un angle se trouvant devant l'axe y en direction de la marche est positif. Derrière l'axe y, il est négatif.

On utilisera la longueur et la direction moyennes du bras de levier du centre de gravité S_5 pour déterminer la grandeur effective du moment du poids du corps durant la période d'appui unilatéral. La longueur moy-

[32] Voir fig. 165.

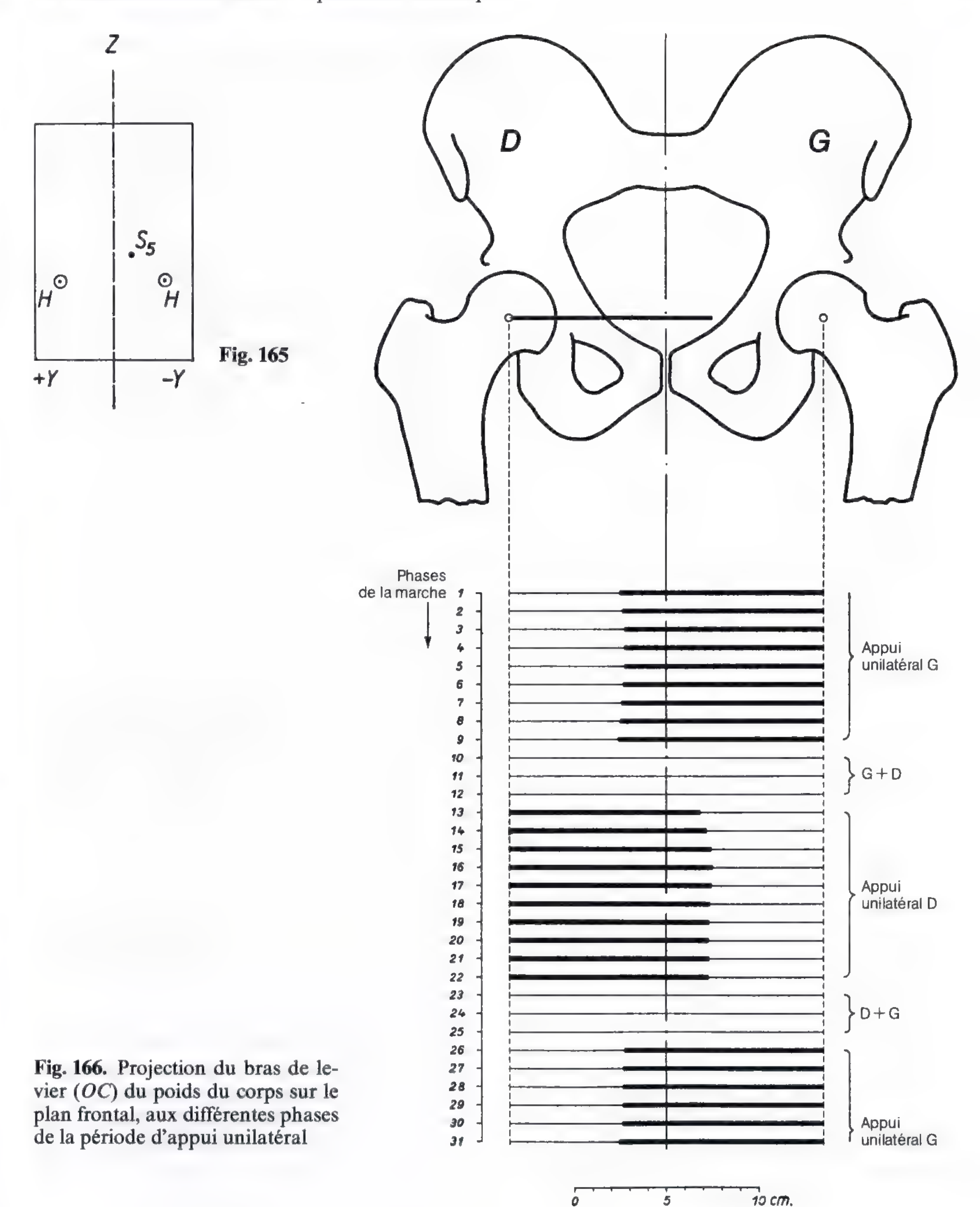


Fig. 165

Fig. 166. Projection du bras de levier (*OC*) du poids du corps sur le plan frontal, aux différentes phases de la période d'appui unilatéral

enne vaut 11,26 cm. La direction moyenne (*M* – *H* dans la fig. 164) ne s'écarte que peu de l'axe *y*. Elle forme avec celui-ci un angle de 4° 20′.

Comme il ressort de ces constatations, on peut admettre, sans commettre d'erreur importante, que le moment du poids du corps agit dans le plan frontal durant la période d'appui unilatéral.

Vérifions la projection des différentes phases de cette période, sur le plan frontal. La phase 16 forme un très petit angle avec ce

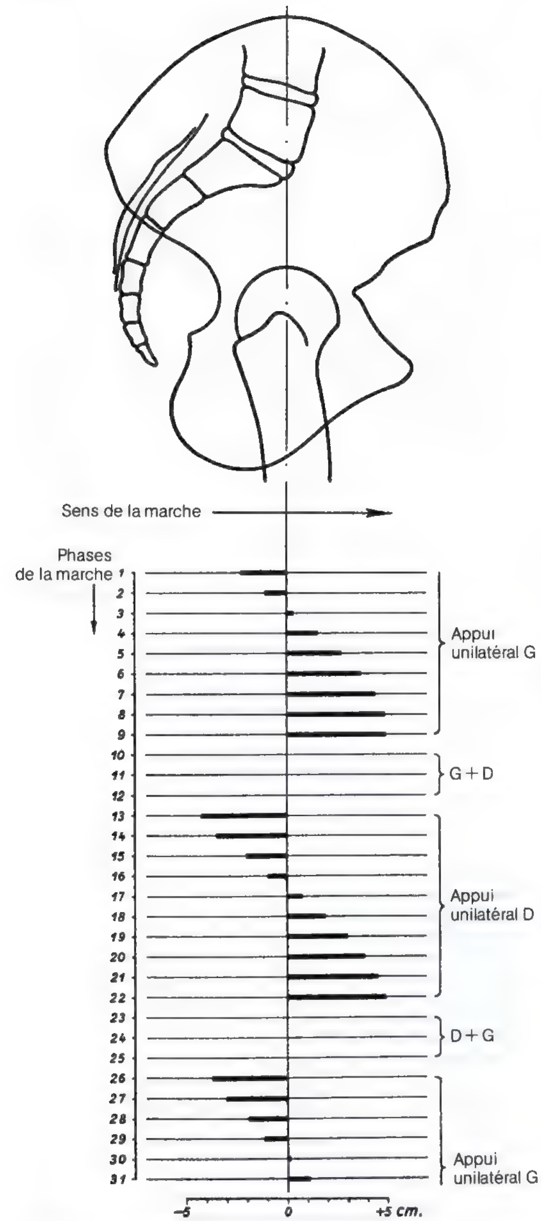


Fig. 167. Projection du bras de levier (*OC*) du poids du corps sur le plan sagittal aux différentes phases de la période d'appui unilatéral

plan. Sa projection présente un bras de levier du poids du corps qui peut être considéré comme pratiquement identique à la longueur moyenne calculée. Il mesure 10,99 cm. Il n'est donc que 2% plus court que le bras de levier moyen calculé, 11,26 cm.

Dans ces conditions, la projection de la phase 16 sur le plan frontal est caractéristique de la période d'appui unilatéral en ce qui concerne la grandeur du moment du poids du corps. Elle permet de dessiner un schéma mécanique typique de la sollicitation en compression de la tête fémorale durant cette période. Ce schéma servira de base aux analyses ultérieures.

Pour le construire, on reporta sur papier millimétrique la situation des différents centres articulaires, des centres de gravité des membres, du centre de gravité total et celle du centre de gravité partiel qui nous intéresse dans cette recherche. La situation de ces différents points a été déterminée par O. Fischer et par les coordonnées que nous avons calculées. Autour de ces points, on compléta le dessin en traçant le squelette et les contours du corps (fig. 163).

Ce schéma servira de base d'abord à une analyse purement statique. On constate immédiatement que la verticale abaissée du centre de gravité global du corps ne passe pas par la base de sustentation constituée par la plante du pied mais à côté de celle-ci, en dedans du pied. C'est une contradiction apparente qui s'explique par le fait que, durant la période d'appui unilatéral, on ne doit pas atteindre un équilibre purement statique. Particulièrement durant la marche rapide, un équilibre dynamique s'établit entre le moment de basculement effectif du poids du corps et les forces fictives d'inertie.

Pour faire apparaître immédiatement les conditions mécaniques, celles-ci furent ramenées à un schéma mathématique le plus simple possible (fig. 168). La situation du centre de gravité partiel S_5 par rapport à la tête fémorale en charge entraîne un moment vers le membre oscillant. Le poids du corps supporté par le bassin tend à faire pivoter celui-ci autour de la tête fémorale en charge dans le sens des aiguilles d'une montre, c.-à-d. vers le membre oscillant. La force musculaire M qui sera définie plus loin s'oppose à ce moment du poids du corps. L'ensemble matérialise en principe un système de leviers. Les bras de levier effectifs sont BO et OC. La force de gravité correspondant au poids de la partie du corps S_5 supportée par la tête fémorale agit en C, la force musculaire M en B.

Pour déterminer la direction et la grandeur de la force de compression R exercée

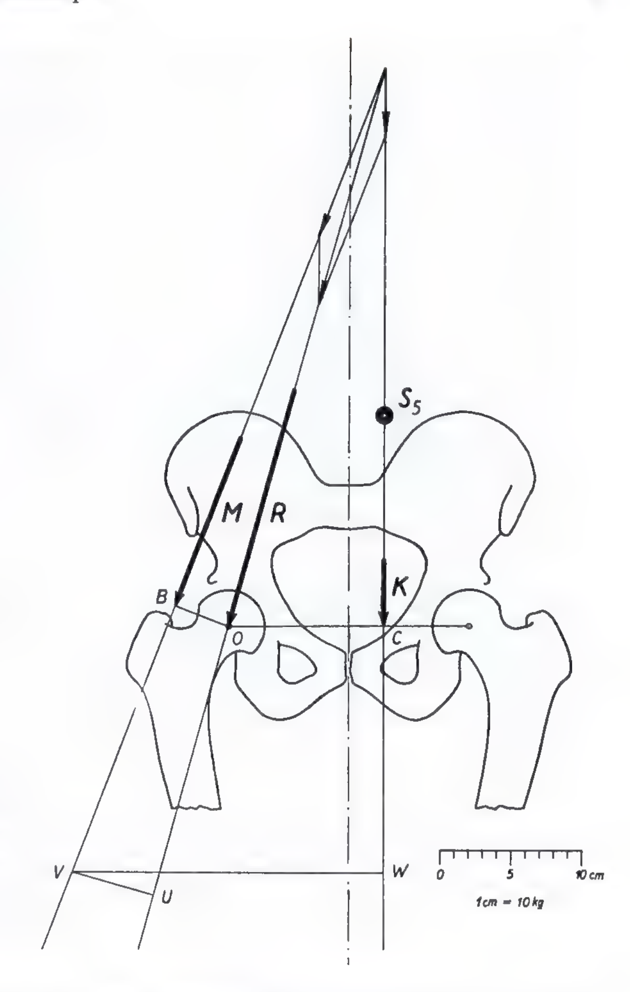


Fig. 168. Direction et grandeur de la sollicitation statique en compression *R* de la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche. Sa construction à partir du poids partiel du corps *K* et de la force musculaire *M*

sur la tête du fémur en charge, il faut encore connaître la direction de la force musculaire *M* et sa distance au centre de la tête fémorale, c.-à-d. la projection frontale de la direction de la force résultant des muscles abducteurs agissant sur le fémur. Dans ce but, il faut d'abord savoir quels muscles agissent en abduction sur le fémur, ou sur le bassin, durant la période d'appui unilatéral, c.-à-d. quels muscles constituent le moment agissant en abduction sur le bassin. Sans entrer dans le détail des données partiellement contradictoires de la littérature, je me suis uniquement basé sur les recherches de A. Fick. Dans son travail «Statische Betrachtung der Muskeln des Oberschenkels», cet auteur a déterminé les moments des muscles de la hanche dans les trois plans de l'espace pour la station debout. Les résultats de son travail peuvent servir à l'analyse présente sans risque d'erreur significative. Ils peuvent être reportés dans la représentation de la phase 16, puisque, dans les recherches de A. Fick, la situation de la cuisse par rapport au bassin «correspondait exactement à la situation normale de celle-ci chez le sujet vivant debout». Comme les résultats de ce travail le montrent, les muscles suivants développent une composante d'abduction : premièrement un groupe pelvi-trochantérien, moyen fessier, petit fessier et pyramidal; deuxièmement un groupe pelvi-crural, tenseur du fascia lata, droit antérieur et couturier. A condition que tous ces muscles entrent également en action pour stabiliser le bassin, c'est la résultante de leurs composantes projetées sur le plan frontal et agissant en abduction qui constitue la force d'abduction *M* dans le dessin. La détermination de cette résultante est maintenant brièvement expliquée.

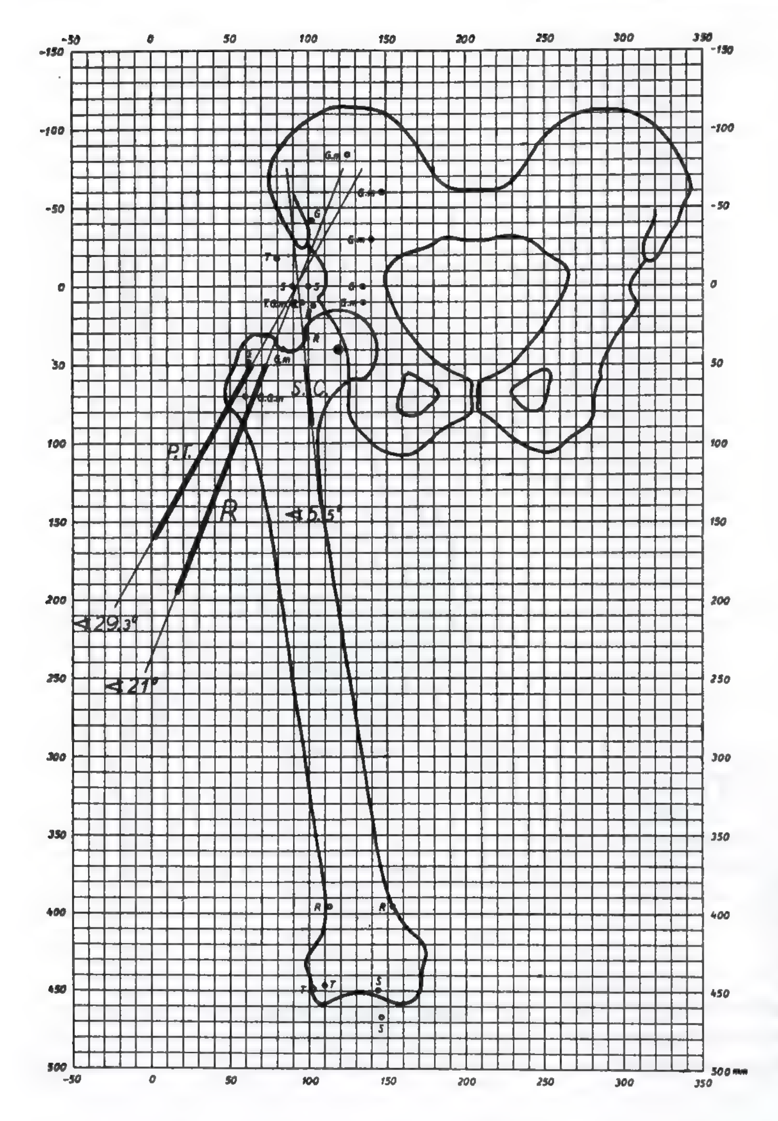


Fig. 169. Direction des composantes d'abduction des groupes musculaires pelvitrochantérien (P.T.) et pelvicrural (S.C.). Résultante (*R*) des deux groupes musculaires et sa situation par rapport au centre de la tête fémorale

A part la description de sa méthode de travail, A. FICK n'indique que les résultats finaux de ses recherches. Il fallait donc reconstituer les parties essentielles de son travail. Ce fut possible car un appendice donne les coordonnées rectangulaires dans l'espace des insertions des différents muscles et celles du centre de l'articulation de la hanche, de même que les valeurs comparatives de la grandeur absolue des forces musculaires. A partir des coordonnées indiquées, nous déterminâmes d'abord graphiquement la situation dans l'espace du centre de l'articulation de la hanche de même que celle des insertions des différents muscles, ceci dans le plan frontal (plan $y-z$) et dans le plan horizontal (plan $x-y$). Dans ces deux projections, les limites de chacun des muscles furent prolongées jusqu'à leur point d'intersection. On traça ensuite la bissectrice de l'angle ainsi formé. Elle représente la direction de la force résultante de chaque muscle. De cette façon, on obtint un système de 6 lignes de force situées de façon quelconque dans l'espace. Pour pouvoir combiner en une résultante les composantes dans le plan frontal, des forces musculaires étudiées, c.-à-d. les composantes travaillant en abduction, il fallait encore déterminer la grandeur de celles-ci en utilisant les valeurs comparatives attribuées par FICK

aux différents muscles, dans ce même travail. Dans ce but, on rechercha d'abord le point de percée de la ligne d'action de la force musculaire dans un plan horizontal situé à hauteur du centre de la tête du fémur. On reporta en ce point de percée la grandeur de la force attribuée à chaque muscle et la direction de cette force qui y fut décomposée en ses composantes suivant les directions x, y et z. Les composantes y et z des différents muscles dans le plan frontal furent combinées en une résultante pour les pelvi-trochantériens (P. T.) et une pour les pelvi-cruraux (S. C.). Les résultantes des deux groupes furent composées en une résultante commune R qui indique la direction de la force musculaire recherchée M et sa distance au centre de la tête du fémur.

Comme le montre le résultat obtenu, la projection R sur le plan frontal (plan $y-z$) de la résultante des muscles abducteurs importants est dirigée de haut en bas et de dedans en dehors. Elle forme avec la verticale un angle de 21° et passe à une distance de 40 mm en dehors du centre de la tête fémorale en charge (fig. 169).

Dans la fig. 168, on connaît la ligne d'action de la force K et celle de la force musculaire M. On peut donc maintenant déterminer la ligne d'action de la force de compression R exercée sur la tête du fémur par les deux forces K et M. Puisque le système est en équilibre, les trois forces doivent avoir un point d'intersection commun. D'autre part, la force R doit passer par le centre de la tête du fémur. La ligne joignant le point d'intersection des forces K et M et le centre de la tête fémorale indique donc la direction de la force de compression R agissant sur la tête fémorale.

Comme le montre le dessin, durant la période d'appui unilatéral la force de compression R agissant sur la tête du fémur est dirigée obliquement de haut en bas et de dedans en dehors. Elle forme un angle d'environ 16° avec la verticale.

De même, la grandeur de la force de compression R exercée sur la tête du fémur peut se calculer de façon approximative à partir du dessin. Puisqu'il y a équilibre par rapport au centre de la tête du fémur, les moments de toutes les forces extérieures et intérieures agissant sur le bassin doivent être en équilibre par rapport à n'importe quel point. Comme point de référence, nous choisissons le point V sur la ligne d'action de la force M. De ce point V, on abaisse les perpendiculaires VU et VW sur les lignes d'action respectivement des forces R et K. On a l'équation :

$$R \cdot \overline{VU} = K \cdot \overline{VW}$$

$$R = \frac{K \cdot \overline{VW}}{\overline{VU}}$$

Cette équation donne la grandeur de la force de compression exercée sur la tête du fémur. Si l'on y remplace K par le poids [33] de la partie du corps S_5, $\overline{VU}$ et $\overline{VW}$ par la longueur de ces segments dans le dessin, on obtient :

$$R = \frac{47{,}76 \cdot 22{,}2}{6{,}05} = 175 \text{ kg.}$$

Cette analyse statique indique donc que, pour un poids du corps de 58,7 kg, la compression statique exercée sur la tête du fémur durant la période d'appui unilatéral atteint 175 kg, c.-à-d. à peu près trois fois le poids du corps.

La sollicitation en compression dynamique de la tête du fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche

Les analyses précédentes supposent un équilibre purement statique. Cette situation put être considérée comme caractéristique de la période d'appui unilatéral de la marche moyennant certaines conditions restrictives. Jusqu'à présent, les forces dynamiques agissant durant cette période furent négligées parce qu'au cours du mouvement elles sont soumises à de grandes variations. Pour cette raison, leur détermination n'était pas possible dans une situation d'équilibre particulière retirée du processus du mouvement. Leur évolution doit donc être maintenant analysée et représentée car ces forces exercent une influence décisive sur la sollicitation en compression de la tête fémorale.

---

[33] Pour un poids total du corps de 58,7 kg (sujet d'expérience de O. FISCHER), on évalue le poids du membre oscillant à 10,94 kg. Le poids de la partie du corps S_5 supportée par la tête fémorale vaut alors 47,76 kg.

Durant la période d'appui unilatéral, le mouvement entraîne des oscillations du centre de gravité global dans les trois plans de l'espace. Les accélérations de la masse du corps ainsi provoquées déclenchent des forces dynamiques. Pour saisir celles-ci, leur action a été analysée dans les trois plans de l'espace. Dans le plan frontal leur composante verticale, dans le plan horizontal leurs composantes parallèle à la direction de la marche et perpendiculaire à celle-ci furent étudiées à partir de la projection du mouvement sur ces deux plans, en fonction du temps.

La composante verticale des forces dynamiques agit suivant la ligne d'action du poids du corps. D'après son sens, elle entraîne une augmentation ou une diminution apparente du poids global du corps, c.-à-d. des variations de la compression au sol. La courbe de la compression au sol durant la période d'appui unilatéral de la marche a été déterminée par O. FISCHER. Mais, nous l'avons montré plus haut, la sollicitation en compression de la tête du fémur ne dépend pas des forces agissant sur la masse globale du corps, c.-à-d. au centre de gravité de l'ensemble du corps, et qui sont exprimées par la courbe de la compression au sol. Elle dépend des forces qui, durant la période d'appui unilatéral, agissent sur la partie du corps dont la masse peut s'imaginer concentrée au centre de gravité S_5. D'après les lois de la mécanique, on peut se représenter les forces dynamiques comme agissant au centre de gravité de cette partie du corps (S_5). C'est pourquoi il faut d'abord calculer les forces d'accélération agissant au centre de gravité S_5 à chaque phase de la période d'appui unilatéral, à partir du mouvement de S_5. C'est le préalable indispensable à la détermination de l'action des forces dynamiques sur la tête du fémur en charge. Ce calcul fut mené de la même façon que celui de O. FISCHER pour établir la courbe de la compression au sol.

D'abord, à partir des coordonnées z du centre de gravité S_5, on traça la trajectoire de S_5 en direction verticale. A partir de cette courbe du déplacement, une différentiation graphique $v = ds/dt$ [34] donna la courbe de la vitesse, traduisant la vitesse de S_5 en direction verticale à chaque phase. A partir de la courbe de la vitesse, on obtint de même par différentiation graphique $b = dv/dt$ la courbe de l'accélération indiquant pour chaque phase l'accélération positive ou négative de S_5 en direction verticale (fig. 170). Les deux interruptions que présentent ces courbes proviennent du fait que, entre les phases 10 et 12 et entre les phases 23 et 25, les deux pieds se trouvent au sol. La courbe de l'accélération permit de lire les accélérations. Ensuite, d'après l'équation force = masse × accélération, la composante verticale des forces d'accélération (B_v) fut calculée pour chaque phase de la période d'appui unilatéral en utilisant l'équation :

$$\frac{\text{Poids partiel du corps } (S_5)}{\text{Gravité terrestre}} \cdot \text{Accélération} = B_v$$

$$B_v = \frac{47{,}76}{981}\left(\frac{\text{kg}}{\text{cm} \cdot \text{sec}^{-2}}\right) \cdot b = 0{,}0486\left(\frac{\text{kg sec}^2}{\text{cm}}\right) \cdot b.$$

Ses valeurs négatives sont reportées au tableau 3.

Phases	kg
12	− 2,82
13	− 15,78
14	− 19,48
15	+ 6,08
16	+ 17,05
17	+ 24,35
18	+ 19,14
19	+ 13,64
20	+ 3,07
21	− 9,59
22	− 9,89
23	− 9,35

Tableau 3. Grandeur de la composante verticale de la force dynamique [35].
+ dirigée vers le haut.
− dirigée vers le bas.

Les forces dynamiques de direction verticale augmentent ou diminuent le poids de la partie du corps agissant au centre de gravité S_5. Le poids du corps agit sur la tête fémorale au bout d'un bras de levier, la force musculaire au bout d'un bras de levier plus court. L'analyse de la sollicitation statique de la tête fémorale tenant compte de ce système de leviers a été précédemment décrite. La composante verticale des forces dynamiques

[34] s = espace parcouru en direction verticale
v = vitesse en direction du mouvement
t = temps

[35] Force dynamique (force d'inertie de d'Alembert) = − force d'accélération.

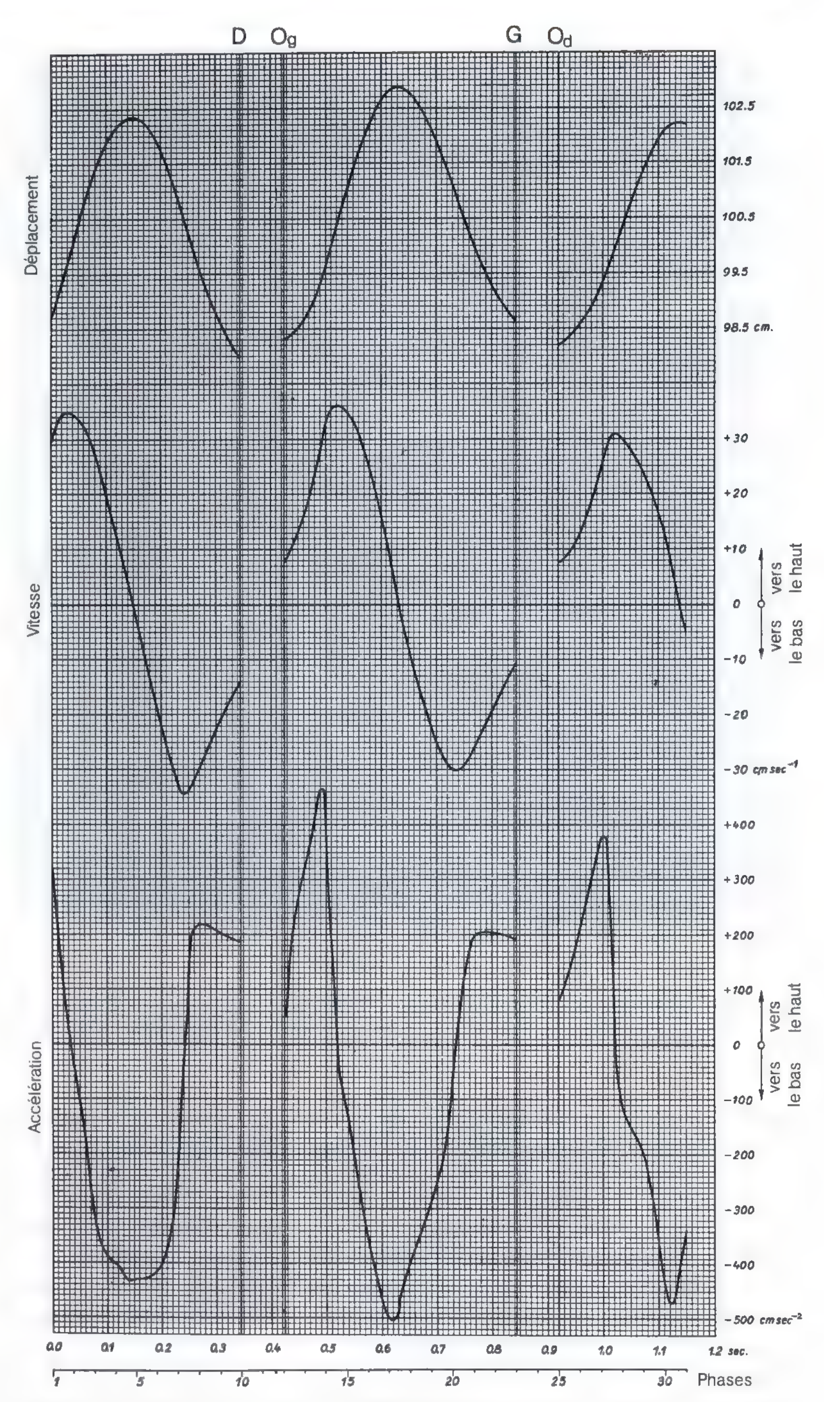


Fig. 170. Trajectoire, courbe de la vitesse et courbe de l'accélération en direction verticale (par rapport au plan du sol) du centre de gravité S_5 durant la période d'appui unilatéral de la marche

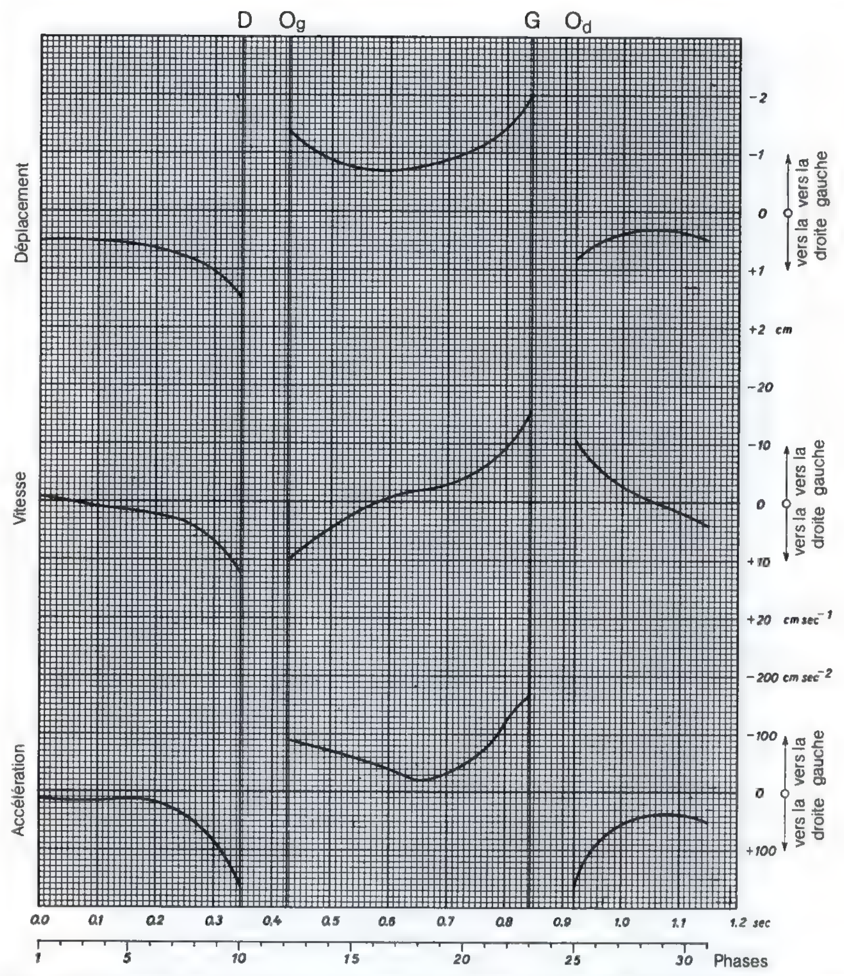


Fig. 171. Trajectoire, courbe de la vitesse et courbe de l'accélération du centre de gravité S_5, en direction horizontale perpendiculaire à la direction de la marche (par rapport au plan sagittal)

agit de même au centre de gravité S_5. Pour illustrer l'action commune de cette composante verticale et du poids du corps dans la sollicitation en compression de la tête du fémur, on peut donc utiliser le même schéma (fig. 168). Simplement la force K devient la somme du poids du corps et de la composante verticale des forces dynamiques, déterminée pour chaque phase de la période d'appui unilatéral. Le bras de levier de la somme K des forces verticales, statique et dynamique, agissant au centre de gravité S_5 fut maintenu constant pour le calcul. Il garda la valeur de 10,99 cm qui servit à l'analyse statique. On supposa en outre que la direction de la force musculaire M ne varie que de façon négligeable durant la période d'appui unilatéral, par rapport à la direction admise pour la phase 16. Cette direction resta constante. Pour l'ensemble du calcul on admit donc une simplification : un bras de levier constant durant toute la période d'appui unilatéral, le même bras de levier sur lequel était basée l'analyse statique.

La courbe fig. 20 représente le résultat. Elle montre la grandeur de la sollicitation en compression de la tête fémorale, sollicitation provoquée par les forces statiques et la composante verticale des forces dynamiques, exercées dans le plan frontal durant la période d'appui unilatéral.

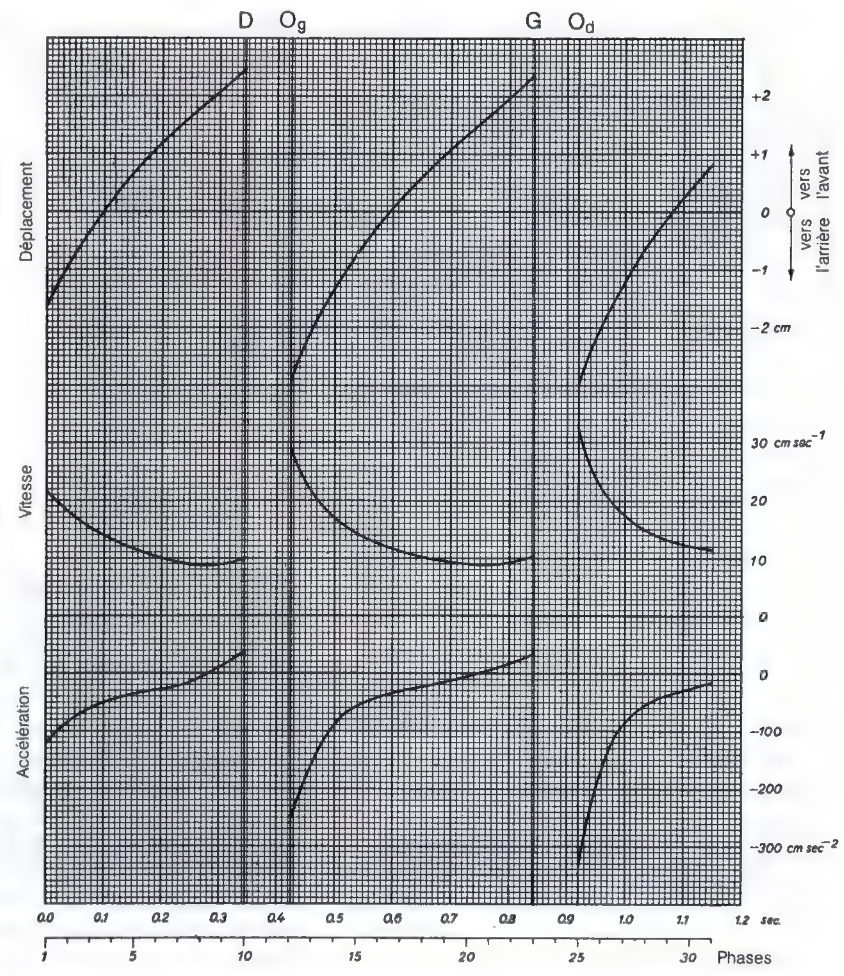


Fig. 172. Trajectoire, courbe de la vitesse et courbe de l'accélération du centre de gravité S_5, dans la direction de la marche (par rapport à un plan frontal avançant à la vitesse moyenne de la marche)

Comme le montre la courbe, durant la période d'appui unilatéral, la compression exercée sur la tête fémorale, provenant des forces statiques et de la force dynamique verticale, atteint une valeur maximale de 258 kg, à peu près 4 fois le poids du corps (58,7 kg). D'après un calcul analogue, elle ne vaut que 18,41 kg, un tiers du poids du corps, lors de la station debout sur les deux jambes. La sollicitation en compression grimpe très vite jusqu'à sa valeur maximale lorsque la charge du corps passe au membre en appui et retombe vers zéro lorsque le pied de ce membre quitte le sol. Durant la période d'appui unilatéral, elle présente en outre une grande fluctuation provoquée par l'action des forces dynamiques. L'extrémité supérieure du fémur est donc soumise à une sollicitation en compression extrêmement élevée agissant par à-coups, comme un martèlement, durant la marche.

La direction de la compression est oblique (fig. 168). Elle va de haut en bas et de dedans en dehors, présentant une inclinaison de 16° sur la verticale.

La sollicitation en compression de la tête fémorale dans le plan horizontal durant la marche est produite avant tout par la *composante horizontale des forces dynamiques.* Sa grandeur et sa direction se déduisent de l'accélération horizontale du centre de gravité S_5. Celle-ci correspond à la somme géométrique de ses deux composantes perpendicu-

laires, l'une dans la direction de la marche, l'autre dans une direction transversale à la marche.

Pour déterminer la composante agissant dans une direction transversale à la direction de la marche, on construisit d'abord la courbe du déplacement ou trajectoire du centre de gravité S_5, perpendiculaire à la direction de la marche, à partir des coordonnées y de S_5. Une différentiation graphique de la courbe du déplacement donna la courbe de la vitesse et une différentiation graphique de celle-ci, la courbe de l'accélération (fig. 171). Sur cette dernière courbe, on put lire les accélérations ou les décélérations du centre de gravité S_5 en direction transversale pour chaque phase de la période d'appui unilatéral.

Pour déterminer la composante exercée dans le sens de la marche, la courbe de la trajectoire du centre de gravité S_5 dans la direction de la marche fut construite à l'aide des coordonnées x calculées de S_5. Cette courbe donne, pour chaque instant de la période d'appui unilatéral, la distance entre S_5 et un plan frontal s'avançant à la vitesse moyenne de la marche (voir O. Fischer vol. II, page 69). Pour chaque phase de cette période, on reporta donc en ordonnées la différence entre la coordonnée x de S_5 et la coordonnée x de ce plan frontal avançant à la vitesse moyenne. Une courbe fut ensuite tracée, reliant ces différents points. Une double différentiation à partir de cette courbe du déplacement donna la courbe de la vitesse et celle de l'accélération (fig. 172). La courbe de l'accélération permit de lire les accélérations ou décélérations du centre de gravité S_5 en direction de la marche pour chaque phase. Ensuite l'accélération de S_5 en direction de la marche et celle en direction transversale à la marche furent composées par addition géométrique pour chaque phase de la période d'appui unilatéral droit (phases 12 à 23). Elles donnèrent l'accélération horizontale résultante pour chacune de ces phases. A partir de la composante horizontale de l'accélération, on calcula la composante horizontale de la force d'accélération pour chaque phase, en utilisant l'équation : force = masse × accélération. Ses valeurs négatives correspondent à la force dynamique recherchée. Ces valeurs sont reprises au tableau 4 (colonne a). En outre, l'angle δ que forme la composante horizontale des forces dynamiques avec l'axe y à chaque phase est indiqué dans le même tableau, colonne b.

Tableau 4. Grandeur (a) et direction (b) de la composante horizontale de la force dynamique exercée au centre de gravité S_5.

	a	b
Phases	kg	∢ δ
12	13,4	− 70° 55′
13	8,62	− 63° 35′
14	5,48	− 52° 55′
15	3,9	− 45° 50′
16	2,96	− 42° 20′
17	2,13	− 45°
18	1,42	− 51° 58′
19	1,46	− 30°
20	2,21	− 7° 35′
21	3,61	+ 4° 38′
22	6,1	+ 9° 10′
23	8,22	+ 10° 55′

Pour pouvoir déduire l'action de la composante horizontale des forces dynamiques sur la sollicitation en compression de la tête fémorale, on traça la projection horizontale du bassin, de l'extrémité supérieure du fémur et du centre de gravité S_5, d'abord pour la phase 12 (fig. 173). On dessina ensuite au centre de gravité S_5 le parallélogramme des accélérations. La droite b_H indique la direction et la grandeur de l'accélération horizontale résultante pour la phase 12. La force dynamique D_H fut alors tracée en C, suivant la direction de l'accélération mais en sens opposé. La force dynamique D_H tend donc à faire pivoter le bassin autour de la tête fémorale dans le sens des aiguilles d'une montre. La force musculaire M_H s'oppose à la rotation du bassin. Elle tend à faire pivoter celui-ci en sens opposé autour de la tête fémorale en charge. Pour déduire graphiquement la sollicitation en compression de la tête fémorale par la composante horizontale des forces dynamiques, il faut d'abord connaître la direction de la force musculaire M_H et sa distance au centre de la tête fémorale. L'analyse graphique montre que le sens de rotation des forces dynamiques ne change pas durant la période d'appui unilatéral. Ce sont donc les rotateurs externes du fémur qui équilibrent le moment de rotation de la force dynamique, en premier lieu les muscles grand fessier, pyramidal, carré crural, obturateurs

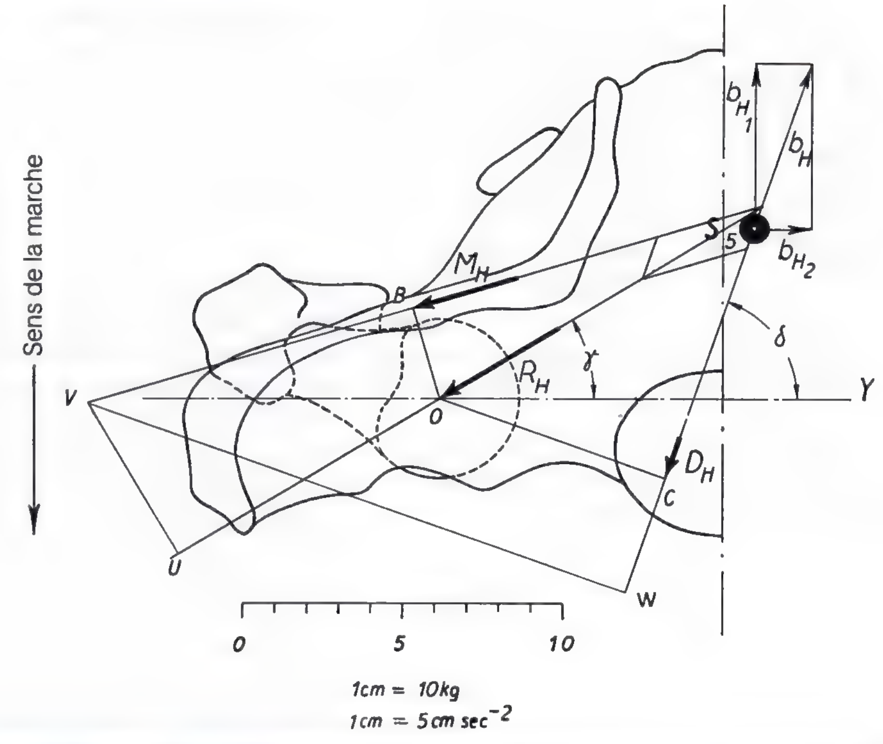


Fig. 173. Grandeur et direction de la sollicitation dynamique en compression de la fête fémorale en charge dans le plan horizontal R_H avec la composition des forces. (Pour la phase 12 de l'expérience 1 de O. FISCHER)
b_{H_1} = accélération horizontale dans la direction de la marche. b_{H_2} = accélération horizontale en direction transversale. b_H = accélération horizontale résultante. D_H = force dynamique dans le plan horizontal. M_H = force musculaire. R_H = sollicitation dynamique en compression de la tête fémorale dans le plan horizontal.

externe et interne, et les jumeaux. La projection de leur résultante dans le plan horizontal (plan $x-y$) indique la direction de la force cherchée M_H. Elle fut déterminée de la même façon que la direction de la force résultante des muscles abducteurs. Cette détermination a été détaillée plus haut.

Dans le dessin fig. 173, on connaît maintenant la ligne d'action de la force dynamique D_H de même que celle de la force musculaire M_H. Il est dès lors facile de trouver la direction et la grandeur recherchées de la force R_H, provoquée par les deux forces D_H et M_H et agissant sur la tête du fémur. Puisque le système est en équilibre, R_H doit passer par l'intersection des lignes d'action de D_H et de M_H et en même temps par le centre de la tête fémorale. Par conséquent, la droite joignant l'intersection des forces D_H et M_H et le centre de la tête fémorale donne la direction de la force R_H agissant sur la tête fémorale. La grandeur de la force R_H résulte de l'équation des moments par rapport au point V:

$$D_H \cdot \overline{VW} = R_H \cdot \overline{VU} \qquad R_H = \frac{D_H \cdot \overline{VW}}{\overline{VU}}$$

En remplaçant D_H par sa valeur de même que $\overline{VU}$ et $\overline{VW}$ par les mesures prises dans le dessin, on a :

$$R_H = \frac{13{,}14 \cdot 17{,}75}{5{,}5} = 43{,}2 \text{ kg}$$

La grandeur et la direction de la force R_H due à la composante horizontale des forces dynamiques et exercée sur la tête du fémur

sont représentées dans le dessin pour la phase 12 où R_H atteint sa grandeur maximale. On les détermina de la même façon graphique pour toutes les phases de la période d'appui unilatéral droit (phases 12 à 23). La grandeur de la force R_H et son inclinaison γ sur l'axe y sont reprises au tableau 5 pour les phases 12 à 23 (période d'appui unilatéral droit). En outre, la variation de sa grandeur durant la période d'appui unilatéral droit est illustrée par la courbe fig. 174.

Comme cette courbe le montre, R_H atteint sa valeur maximale au début de la période d'appui unilatéral (43,2 kg). Elle descend ensuite rapidement et atteint sa valeur minimale de 5,4 kg à la phase 19. A la fin de la période d'appui unilatéral, elle remonte progressivement jusqu'à 15,4 kg (phase 23). En outre, grandeur et direction de la sollicitation en compression de la tête fémorale par la composante horizontale des forces dynamiques sont illustrées par le diagramme polaire fig. 175.

Tableau 5. Grandeur (a) et direction (b) de la sollicitation dynamique en compression de la tête fémorale en charge, dans le plan horizontal.

	a	b
Phases	kg	∢ γ
12	43,2	– 30° 30′
13	27,6	– 29° 10′
14	16,6	– 27° 10′
15	12,0	– 25° 10′
16	9,42	– 24°
17	7,9	– 23° 50′
18	5,87	– 23° 20′
19	5,48	– 19° 30′
20	6,18	– 13°
21	7,9	– 7°
22	12,0	– 4°
23	15,4	– 2° 30′

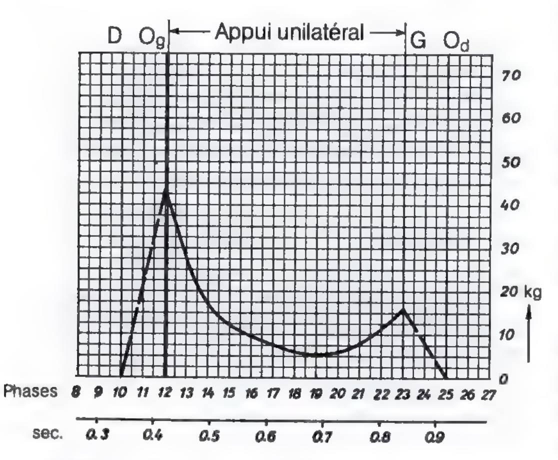


Fig. 174. Courbe de la sollicitation dynamique en compression de la tête fémorale dans le plan horizontal durant la période d'appui unilatéral de la marche

Le centre de gravité S_5 se trouve un peu plus haut que le centre de rotation de la tête fémorale du membre en charge. La composante horizontale des forces dynamiques entraîne donc en outre un moment de rotation insignifiant dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Ce moment peut être négligé sans risque d'erreur notable car il est très petit par rapport au moment de rotation dans le plan frontal provoqué par la combinaison de la composante verticale des forces dynamiques et par les forces statiques. Pour déterminer les forces dynamiques, on a aussi omis la somme des couples d'inertie provoqués par la rotation des parties du corps autour du centre de gravité. Ces couples peuvent être négligés car leur somme est extrêmement petite du fait des sens de rotation opposés des parties du corps en jeu. C'est pourquoi l'évaluation des moments d'inertie n'était pas non plus nécessaire.

Comme il ressort des recherches précédentes, la sollicitation en compression de la tête du fémur de loin la plus grande durant la période d'appui unilatéral de la marche, est provoquée par les forces statiques et dynamiques exercées dans le plan frontal. Elle atteint une valeur maximale d'environ 258 kg. Les forces dynamiques dans le plan horizontal n'entraînent qu'une force de compression dont la valeur maximale est à peu près 43 kg. La sollicitation en compression de la tête du fémur dans le plan horizontal dépend surtout de la vitesse de la marche puisqu'elle est provoquée en premier lieu par des forces dynamiques dont la grandeur diminue très rapidement lorsque la marche se ralentit. En direction frontale, le ralentissement de la marche ne peut pas faire tomber la sollicitation en dessous de la valeur de la sollicitation statique (175 kg).

Il apparaît donc que la tête fémorale subit sa sollicitation décisive dans le plan frontal.

Je crois voir dans l'architecture anatomique fine de l'extrémité supérieure du fémur

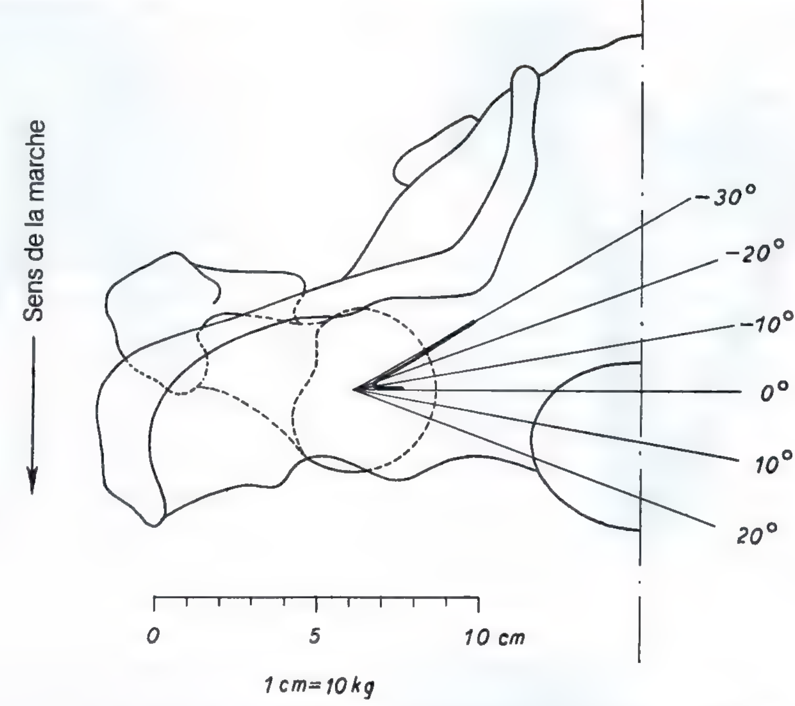


Fig. 175. Diagramme polaire de la sollicitation dynamique en compression de la tête fémorale dans le plan horizontal durant la période d'appui unilatéral de la marche

une confirmation des résultats de l'analyse, en ce qui concerne la direction de la sollicitation décisive en compression. Les radiographies de l'extrémité supérieure du fémur montrent toujours une bande de condensation de la substance osseuse qui part de la corticale médiale du fémur sous forme d'un faisceau de lamelles principales, monte obliquement et aboutit au pôle supérieur de la tête fémorale. Ce faisceau, d'après DUBOIS, doit être considéré comme un système de lignes de compression, se trouvant dans la direction de la compression principale. Sa direction moyenne correspond à celle calculée pour la force de compression agissant sur la tête du fémur durant la période d'appui unilatéral (fig. 176, 177) [36].

L'examen de cent radiographies normales le démontra. Ce n'est que dans un faible pourcentage des cas que ce faisceau est un peu plus ou un peu moins incliné. Ces écarts s'expliquent par les variations individuelles que subissent les forces musculaires et la largeur du bassin, qui influencent sa direction.

Ce faisceau de lamelles principales indique la direction de la compression principale. Les raisonnements de W. ROUX [37] le font bien comprendre. Nous les rappelons brièvement.

«Soit un os de forme extérieure quelconque et présentant une structure trabéculaire irrégulière. Cet os est comprimé à partir d'une surface déterminée. Il transmet cette

[36] La radiographie d'une coupe osseuse est empruntée au travail de KOLODNY, A.: «Architecture and Blood Supply of the Head and Neck of the Femur and their Importance in the Pathology of Fractures of the Neck.» J. Bone and Joint Surg., p. 575, 1925.

Les radiographies prises, comme habituellement, en position couchée, les pieds joints étant verticaux, représentent correctement la direction des travées. Une modification modérée de la position des pieds ne provoque pas de modification notable de la direction de la structure trabéculaire. Des recherches expérimentales le montrent.

[37] ROUX, W.: Gesammelte Abhandlungen. Vol. I, Nr. 5. Der züchtende Kampf der Teile im Organismus.



Fig. 176. (D'après KOLODNY, J. Bone and Joint Surg., 23 (1925).)



Fig. 177

compression agissant toujours dans la même direction à une autre pièce dure par une autre surface donnée, comme le tibia transmet la compression de la cuisse au pied. Supposons que cet os soit constitué d'un tissu dont les cellules de formation possèdent la propriété mentionnée plus haut : compression ou traction qui les atteignent stimulent leur nutrition et la formation osseuse; sans compression ou traction d'une certaine intensité, elles ne peuvent pas former d'os. Si cet os est utilisé, premièrement les travées osseuses se trouvant par hasard dans la direction de la compression sont plus fortement comprimées et donc se développent davantage. Deuxièmement la même chose vaut pour les travées ne s'écartant que peu de cette direction. Mais, dans la mesure où les parties orientées dans la direction de la compression principale se développent plus fortement, elles doivent, troisièmement, décharger les autres. Après leur disparition physiologique, celles-ci ne peuvent plus être reconstruites. Finalement, si la direction de la compression est constante, il ne reste plus que les travées dans les directions de la compression la plus forte. D'après les lois de l'élasticité, ces directions sont deux. L'une toujours plus fortement développée suit la ligne d'action de la compression exercée, l'autre lui est perpendiculaire.»

Le point de vue de R. FICK est concordant. D'après R. FICK, l'arrangement des travées «est un résultat moyen des modes les plus fréquents de mise en charge». En effet la tête du fémur subit durant la marche son mode de sollicitation décisif et le plus fréquent. Le fait que l'arrangement des travées ne se voit que sur des coupes frontales, c.-à-d. dans la projection sur le plan frontal (radiographie), ne met pas en cause la justesse de cette façon de voir car, comme FICK y insiste expressément, «le calcul graphostatique montre que les lignes de traction et de compression principales ne se trouvent que dans des plans parallèles au levier par lequel la compression s'exerce. La fibre moyenne du col fémoral se trouve dans un plan frontal divisant le col en une moitié antérieure et une moitié postérieure».

Le système de travées principales indique la direction de la compression principale. Je crois en voir une confirmation dans le fait que, lors d'un changement de direction effectif de la sollicitation en compression de la tête du fémur, les travées s'orientent suivant un nouveau parcours correspondant à la direction modifiée de la compression (fig. 178). La radiographie provient d'une femme qui, à la suite d'un raccourcissement important d'un membre inférieur et d'une déformation en varum, boita dès la plus tendre enfance. Par conséquent, la sollicitation effective en compression de la tête du fémur avait une direction presque verticale.



Fig. 178

Influence de la boiterie sur la sollicitation en compression de la tête fémorale

Pour comprendre la sollicitation mécanique du tissu de régénération osseux dans la fracture du col du fémur, il faut encore expliquer l'influence de la boiterie sur la sollicitation en compression de la tête fémorale, la boiterie étant la démarche pathognomonique de la fracture du col fémoral non guérie.

Dans la boiterie, la partie supérieure du corps s'incline vers le côté malade, durant la période d'appui unilatéral sur le membre blessé. L'inclinaison latérale de la partie supérieure du corps s'accompagne d'un déplacement de la hanche en charge en direction opposée, vers le côté du membre oscillant. Ce déplacement est nécessaire au maintien de l'équilibre du corps au dessus de la base de sustentation, le pied au sol. A première vue, on pourrait croire que l'inclinaison de la partie supérieure du corps vers le membre malade en appui augmente la charge de la tête fémorale, par rapport à la démarche physiologique, puisque le blessé reporte apparemment le poids de cette partie du corps entièrement sur le membre malade. En fait, c'est exactement le contraire. L'analyse mécanique de la sollicitation de la tête fémorale provoquée par l'attitude pathologique le montre.

Il n'existait pas de base convenable pour expliquer cette démarche pathologique. Pour l'étudier, j'ai utilisé le moyen suivant.

Je choisis une image typique de la période d'appui unilatéral du côté malade, à partir d'un film cinématographique de la marche d'un patient souffrant d'une pseudarthrose du col fémoral. Cette photo fut agrandie jusqu'à moitié de la grandeur naturelle et calquée. Les centres de gravité des membres et du système tronc + tête + deux membres supérieurs + membre inférieur oscillant (S_5) furent calculés d'après les indications de O. FISCHER et en tenant compte de la taille et du poids. Ils furent ensuite reportés dans le dessin. De cette façon, j'obtins une projection des contours du corps, des centres des articulations et des centres de gravité sur le plan frontal (plan $y-z$) (fig. 179), comparable à la représentation de la période d'appui unilatéral du sujet sain (fig. 163). Pour faciliter la vue d'ensemble, les éléments essentiels de cette représentation furent reportés à l'échelle dans le schéma fig. 180. La direction de la résultante M des muscles abducteurs et sa distance au centre de l'articulation de la hanche furent reprises de la période d'appui unilatéral du sujet sain.

Comme le montre le dessin, l'inclinaison latérale de la partie supérieure du corps entraîne «une modification de la distribution des masses par rapport au point d'appui» (STORCK)[38]. Dans la boiterie, le centre de gravité S_5 de la partie du corps supportée n'est pas déplacé aussi loin vers le côté du membre oscillant que dans la démarche physiologique, mais il se rapproche de la tête fémorale en charge. Le bras de levier au bout duquel le poids du corps agit sur la tête fémorale en charge est donc très court. Par conséquent, la sollicitation en compression de la tête fémorale est considérablement plus petite que lorsque le sujet marche en tenant le tronc droit et sa ligne d'action est moins inclinée. La grandeur de la sollicitation statique en compression de la tête du fémur se calcule en introduisant dans l'équation

$$R \cdot \overline{VU} = K \cdot \overline{VW}; \qquad R = \frac{K \cdot \overline{VW}}{\overline{VU}}$$

[38] STORCK: Coxa valga, ein Beitrag zur Frage der den Knochen formenden Kräfte. Arch. f. orthop. u. Unfallchir., Vol. 32, 1932.



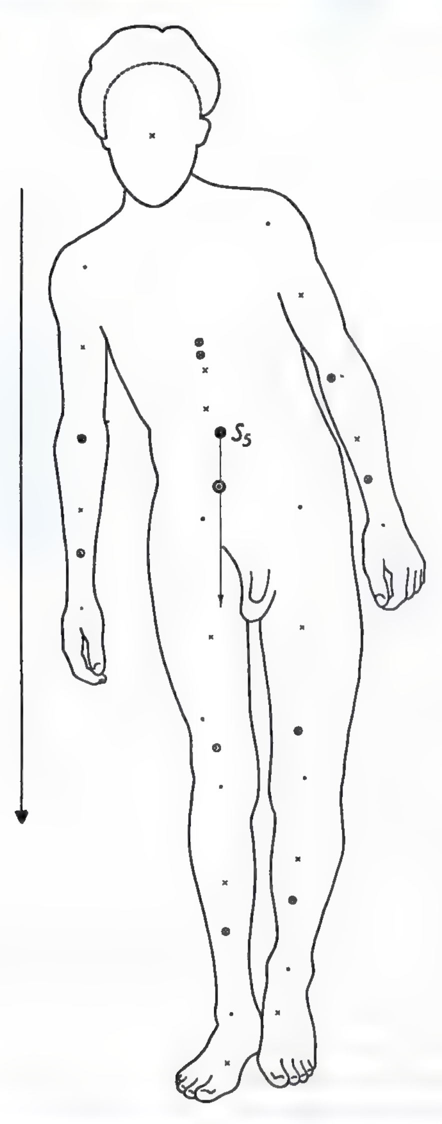


Fig. 179. Une phase de la période d'appui unilatéral de la marche avec boiterie latérale. Importance de la situation du centre de gravité de la partie du corps S_5 par rapport au centre de l'articulation de la hanche en charge

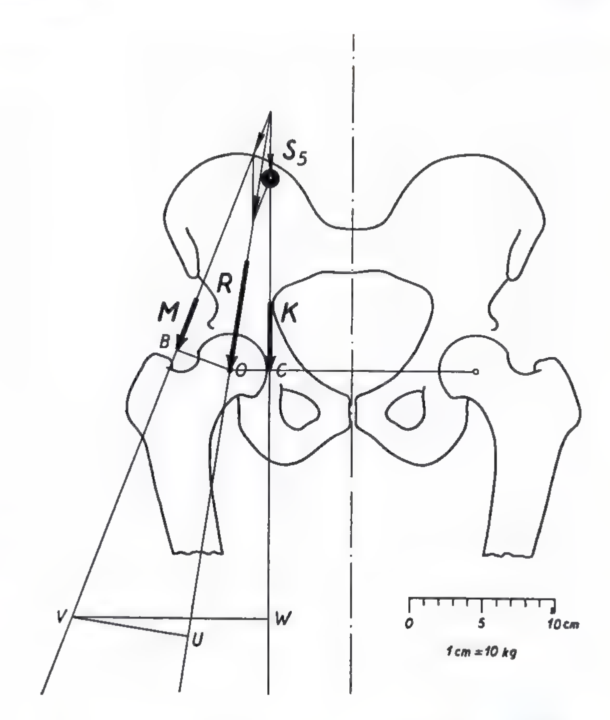


Fig. 180. Direction et grandeur de la sollicitation statique en compression de la tête du fémur (*R*) durant la période d'appui unilatéral de la marche avec boiterie et leur détermination à partir du poids partiel du corps *K* et de la force musculaire *M*

le poids de la partie du corps S_5 et la longueur des segments repris dans le dessin, comme dans le calcul pour la marche du sujet sain.

$$R = \frac{47{,}76 \cdot 13{,}6}{8{,}2} = 79 \text{ kg}.$$

La droite joignant le point d'intersection de la ligne d'action de la force musculaire et de la verticale passant par S_5 d'une part et le centre de la tête fémorale d'autre part donne la direction de la compression exercée sur la tête du fémur. Elle forme avec la verticale un angle d'environ 8° alors que, durant la période d'appui unilatéral de la marche physiologique, elle est inclinée de 16° sur la verticale.

La sollicitation en compression de la tête du fémur n'atteint qu'environ 79 kg alors qu'elle vaut 175 kg durant la marche physiologique.

Les éléments de base manquent pour calculer les forces dynamiques provoquées durant la période d'appui unilatéral et, dans le temps dont je disposais, il ne me fut pas possible de les établir par de longues recherches expérimentales. Leur détermination dans un cas particulier ne revêtirait d'ailleurs pas une valeur générale car leur grandeur dépend avant tout de la vitesse de la marche. Or celle-ci est soumise à de grandes variations individuelles durant la guérison de la fracture du col fémoral. C'est pourquoi on évalua les forces dynamiques en supposant que la vitesse de la marche est environ ⅓ de celle sur laquelle Otto Fischer fonda ses calculs. La forme du mouvement est la même que durant la période d'appui unilatéral de la marche physiologique. Dans ces conditions, la sollicitation statique en compression de la tête de fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche serait augmentée jusqu'à environ 100 kg par l'action supposée des forces dynamiques.

Comparons la grandeur et la direction de la sollicitation en compression de la tête fémorale dans la marche normale et dans la boiterie. Lors de la boiterie, la sollicitation en compression de la tête fémorale est considérablement plus petite (100 kg contre 258 kg) et la direction de la sollicitation en compression beaucoup moins inclinée sur la verticale (8° contre 16°).

L'existence et le mode d'action de la boiterie montrent que l'inclinaison latérale de la partie supérieure du corps doit d'abord être considérée comme symptôme d'une per-

turbation de l'équilibre au niveau de la tête du fémur : le raccourcissement du bras de levier adapte le moment du poids du corps à un moment affaibli de la force musculaire. La diminution de celui-ci peut être provoquée soit par une faiblesse des muscles abducteurs, conséquence d'une paralysie plus ou moins intense (insuffisance absolue), soit par une réduction du tonus initial et de la capacité d'action, réduction due au rapprochement des points d'insertion de ces muscles, par exemple lorsque le grand trochanter est haut situé (insuffisance relative). Le moment de la force musculaire peut aussi être affaibli par un raccourcissement pathologique de son bras de levier effectif, par exemple dans une coxa valga ou après un raccourcissement important du col fémoral. La boiterie, symptôme d'adaptation à une réduction du moment de la force musculaire, provient donc de ce que la musculature ne peut plus équilibrer le poids du corps lorsque le tronc est maintenu droit. Il faut alors la considérer dans le sens de «non potest».

Mais d'un autre côté, lorsque le moment de la force musculaire est conservé, la boiterie peut aussi constituer une réaction instinctive du corps tendant à décharger la charpente osseuse, c.-à-d. l'extrémité supérieure du fémur insuffisante. Elle doit alors être considérée dans le sens «non vult». C'est pourquoi nous l'observons logiquement dans les cas où la capacité de porter de l'extrémité supérieure du fémur est diminuée : dans les fractures ou dans les phénomènes qui affaiblissent la région, même s'il n'existe pas d'insuffisance du moment de la force musculaire; dans les fractures du col fémoral sans déplacement; dans les ostéochondropathies débutantes de l'extrémité supérieure du fémur; après ostéotomie pour coxa vara où la modification d'angle de l'extrémité supérieure du fémur a restauré la grandeur du moment de la force musculaire mais où, d'autre part, le moment du poids du corps tend à redresser le fragment proximal au niveau de l'ostéotomie. Le danger de redressement, lorsque le cal est encore flexible, est d'autant plus élevé que le moment du poids du corps est plus grand, c.-à-d. que son bras de levier est plus long (voir fig. 107 a–c).

Dans la fracture du col du fémur non encore solidement guérie, l'inclinaison latérale de la partie supérieure du corps lors de la marche doit être considérée en premier lieu dans le sens de «non vult» puisque, après réduction de la fracture, l'insuffisance relative des muscles abducteurs est éliminée. La boiterie provient donc d'une tendance instinctive du corps à décharger l'extrémité supérieure du fémur insuffisante, soumise à une sollicitation en compression extrêmement grande durant la marche avec le corps bien droit. Par contre, dans la pseudarthrose du col du fémur ou dans la néo-articulation, la boiterie est due aussi bien à l'insuffisance de la charpente qu'à l'insuffisance relative des muscles, provoquée elle-même par la position haute du grand trochanter. Ce fait revêt une importance décisive pour le traitement.

Comment l'appui sur une canne influence la sollicitation en compression de la tête du fémur durant la marche

L'utilisation d'une canne dans la main opposée ramène à la normale la démarche du boiteux : l'inclinaison de la partie supérieure du corps vers le membre en charge régresse plus ou moins ou disparaît complètement. L'utilisation d'une canne modifie donc les conditions mécaniques. L'appui sur la canne s'oppose au poids du corps car la charge du corps se transmet plus ou moins à la canne par l'intermédiaire de la main. Ceci diminue le moment du poids du corps, comme le montre la fig. 181. Par conséquent, la boiterie, réaction instinctive pour adapter ce moment à l'insuffisance de la charpente osseuse et des muscles abducteurs, n'est plus nécessaire. L'inclinaison de la partie supérieure du corps peut donc diminuer sans que la sollicitation en compression de la tête fémorale en soit augmentée puisque l'allongement du bras de levier est compensé par l'appui sur la canne agissant en sens contraire au poids du corps. L'appui sur la canne a donc le même effet que la boiterie sur la sollicitation en compression de la tête fémorale. Il réduit le moment du poids du corps de même que le moment des muscles qui équilibrent celui-ci. Il diminue donc de deux façons la sollicitation en compression de la tête fémorale. En même temps, l'utilisation de la canne rapproche de la verticale la compression agissant sur la tête fémorale, d'autant plus que l'action de la canne est plus importante. Le schéma fig. 181 représente l'effet que l'appui

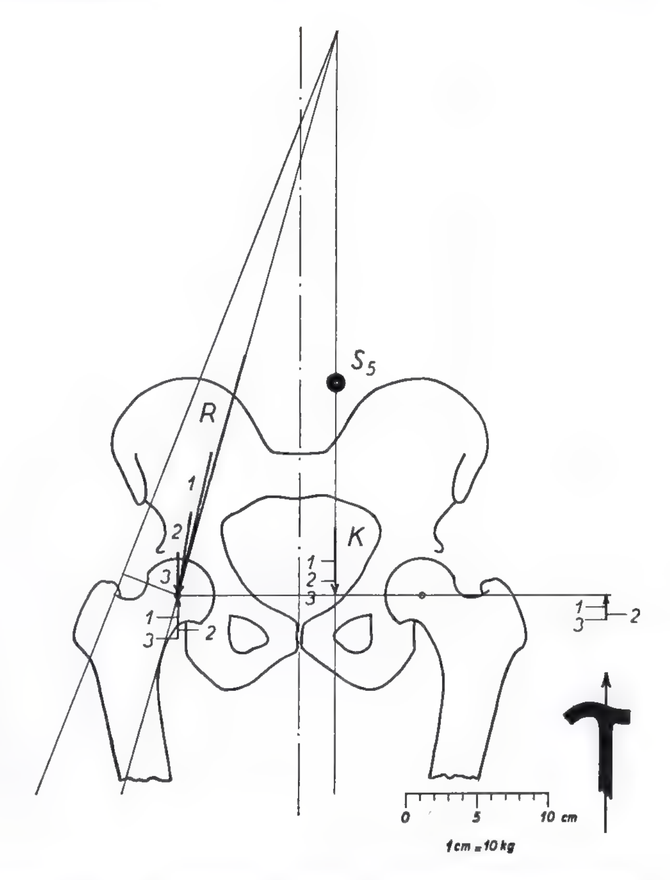


Fig. 181. Effet de l'appui sur une canne quant à la direction et à la grandeur de la sollicitation statique en compression de la tête fémorale en charge pour quatre grandeurs différentes de l'appui sur la canne

sur la canne exerce sur la grandeur et la direction de la compression exercée sur la tête du fémur. En outre, cet effet est indiqué quantitativement au tableau 6 pour quatre grandeurs supposées de la force exercée sur la canne.

En résumé, tout comme la boiterie, l'appui sur une canne réduit la sollicitation en compression de la tête fémorale tout en rapprochant sa ligne d'action de la verticale. Il se différencie de la boiterie en ce que, pour une même décharge de la tête fémorale, la verticalisation de la ligne d'action de la sollicitation est moindre lors de l'usage d'une canne que lors de l'inclinaison latérale de la partie supérieure du corps. C'est pourquoi, d'un point de vue thérapeutique, la marche avec une canne doit être préférée à la boiterie. En effet, l'action nuisible de la mise en charge est d'autant plus grande que la ligne d'action de la compression agissant sur la tête fémorale est plus proche de la verticale.

Tableau 6.

	Grandeur de la force exercée sur la canne en kg	Sollicitation statique en compression de la tête fémorale en kg	Angle d'inclinaison sur la verticale de la compression exercée sur la tête fémorale
R	0	175	16°
1	9	100	13°
2	15	51,2	8°
3	17,5	30,26	0°

Détermination de la force de cisaillement effective

Dans la première partie de ce travail, nous avons montré que la sollicitation mécanique du tissu de régénération osseux dépend du rapport quantitatif entre la composante P de compression pure et la composante S de déplacement pur de la force de compression R exercée sur la tête du fémur. Nous avons en outre indiqué que le rapport entre ces deux composantes est fonction de l'inclinaison du plan de la fracture. Nous allons étudier ici

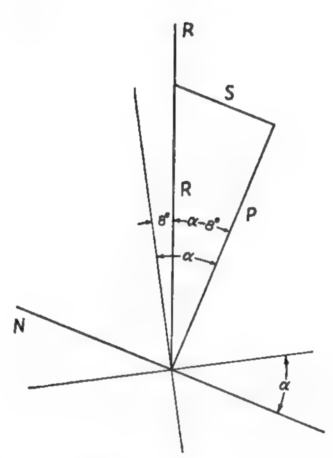


Fig. 182

l'influence de l'inclinaison du plan de la fracture sur la grandeur de la force de cisaillement effective et la façon dont elle est calculée.

A la fig. 183, *R* indique la direction et la grandeur de la force de compression exercée sur la tête du fémur telle qu'on peut l'admettre pour la période d'appui unilatéral de la boiterie, après les raisonnements précédents. La force *R* est décomposée en deux composantes. La première *P* est perpendiculaire au plan de la fracture. Elle agit en compression pure. La deuxième *S* est parallèle au plan de la fracture. Elle agit donc dans le sens d'un déplacement pur du fragment capital. La décomposition de la force *R* en ses composantes *P* et *S* pour les différents angles d'inclinaison du plan de la fracture utilise les équations :

$$P = R \cdot \cos(\alpha - 8)^\circ \qquad S = R \cdot \sin(\alpha - 8)^\circ$$

dans lesquelles α est l'angle d'inclinaison du plan de la fracture sur l'horizontale (fig. 182). La grandeur des composantes de compression *P* et de déplacement *S* se modifie régulièrement avec l'ouverture de l'angle d'inclinaison du plan de la fracture. Le graphique fig. 183 le représente. La force de compression *R* agissant sur la tête du fémur y est décomposée en ses composantes *P* et *S* pour chacun des angles donnés d'inclinaison du plan de la fracture sur l'horizontale. Comme le montre la représentation à l'échelle, la grandeur de la composante *P* diminue et inversement celle de la composante *S* augmente avec l'ouverture de l'angle d'inclinaison. La représentation en coordonnées polaires met particulièrement bien en évidence la modification quantitative progressive des deux forces lorsque l'inclinaison augmente. Dans ce schéma, la grandeur de la composante de compression *P* est reportée à l'échelle radialement en dedans d'un cercle de base, celle de la composante de déplacement *S* radialement en dehors d'un second cercle de base, pour chaque angle d'inclinaison.

Le calcul de la force de cisaillement effective K_s suppose un coefficient de frottement. Alors la résistance par frottement que provoque la composante de compression *P* au niveau des surfaces fracturaires peut être déterminée. On tenta de définir pratiquement le coefficient de frottement. Celui-ci put être évalué à 0,3 par comparaison avec les valeurs connues données dans le «Hütte». Le calcul de la force de cisaillement effective K_s s'effectua d'après l'équation : $K_s = S - P \cdot \mu$, dans laquelle les valeurs de *S* et de *P* furent introduites :

$$K_s = R \cdot \sin(\alpha - 8^\circ) - R \cdot \cos(\alpha - 8^\circ) \cdot 0{,}3.$$

Une valeur négative de K_s signifie un surplus de résistance au déplacement. Le tableau 8 reprend les valeurs calculées de la force de cisaillement effective pour les angles d'inclinaison du plan fracturaire indiqués. En outre, la grandeur de cette force par rapport à l'inclinaison du plan de la fracture est représentée graphiquement en coordonnées polaires (fig. 24). Dans ce schéma, la force de cisaillement effective pour chaque angle d'inclinaison du plan de la fracture est repor-

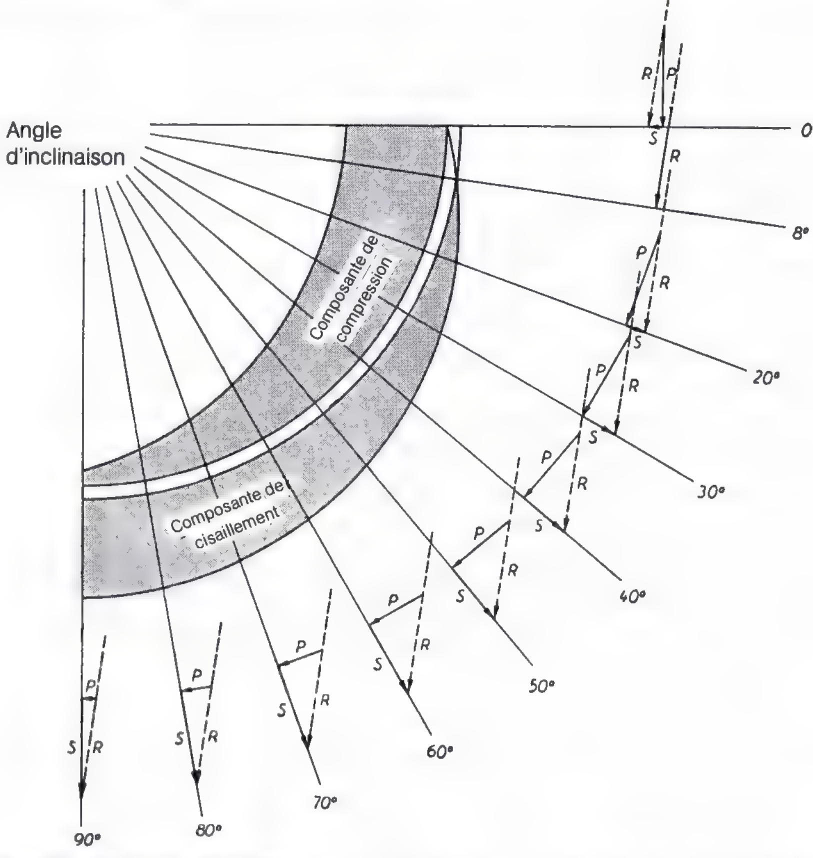


Fig. 183. Effet exercé par l'inclinaison du plan fracturaire sur la grandeur des composantes *P* et *S* de la force de compression *R* agissant sur la tête du fémur et sa représentation graphique en coordonnées polaires pour différentes inclinaisons du plan de la fracture

tée sur le rayon d'un cercle de base, rayon formant avec l'horizontale l'angle d'inclinaison correspondant. La distance à laquelle se trouve la courbe en dehors du cercle de base indique, pour l'angle d'inclinaison considéré (rayon du cercle), la force en kg qui tend à déplacer le fragment capital vers le bas. La distance à laquelle se trouve la courbe en dedans du cercle de base indique en kg la résistance qu'offre le fragment capital à un déplacement, c.-à-d. le surplus de résistance au déplacement. Au point d'intersection de la courbe et du cercle de base, la résistance due au frottement a la même grandeur que la composante de déplacement *S*. Dans ce cas, la composante de déplacement *S* est exactement compensée par le frottement au niveau du foyer de fracture et la force de cisaillement effective est égale à zéro.

Comme le montre le graphique, pour une direction constante de la force de compression *R* agissant sur la tête fémorale, une force de compression fonctionnelle aussi bien qu'une force de cisaillement effective, peut agir sur le tissu de régénération. La façon dont celui-ci est mécaniquement sollicité dépend en premier lieu de l'inclinaison du plan de la fracture. La courbe montre par ailleurs qu'une force de cisaillement effective apparaît à partir du moment où ce plan est incliné de 25° sur l'horizontale. Sa grandeur augmente très rapidement avec l'inclinaison de ce plan. Pour une inclinaison de 90°, elle atteint à peu près la même valeur que la force de compression *R* agissant sur la tête du fémur.

La grandeur de la force de cisaillement effective dépend en outre de la grandeur et de

la direction de la compression R agissant sur la tête du fémur et de la grandeur du coefficient de frottement. On calcula donc la force de cisaillement effective, par analogie au calcul précédent, en partant des valeurs comparatives de la grandeur et de la direction de la force de compression R agissant sur la tête du fémur en station debout sur les deux jambes, lors de la marche normale et lors de la boiterie. On supposa ensuite un coefficient de frottement plus élevé (0,6) et enfin l'absence de frottement au niveau du foyer de fracture. Les résultats de ces calculs sont rassemblés dans les tableaux 7, 8 et 9.

La fig. 184 représente, de façon comparative en coordonnées polaires, la grandeur de la force de cisaillement effective provoquée par la sollicitation en compression de la tête du fémur pour différentes inclinaisons du plan de la fracture, en station debout sur les deux jambes (a), durant la période d'appui unilatéral de la boiterie (b) et durant la période d'appui unilatéral de la marche physiologique (c). Le calcul se basa sur la grandeur et la direction de la sollicitation en compression de la tête du fémur déterminées pour ces différentes situations : pour la station debout sur les deux jambes, compression de 20 kg exercée verticalement; pour la boiterie, compression de 100 kg dont la ligne d'action est inclinée de 8° sur la verticale; pour la marche physiologique, compression de 270 kg dont la ligne d'action est inclinée de 16° sur la verticale. La courbe continue correspond à un coefficient de frottement de 0,6, la courbe pointillée à un coefficient de frottement de 0,3.

Tableau 7. $R = 20$ kg. Angle d'inclinaison 0°.

Angle d'inclinaison de la fracture α	K_s en kg $\mu = 0$	$\mu = 0{,}3$	$\mu = 0{,}6$
0°	0	– 6,0	– 12,0
10°	3,48	– 2,43	– 8,34
20°	6,84	– 1,20	– 3,54
30°	10,0	4,81	– 0,38
40°	12,86	8,26	3,67
50°	15,32	11,47	7,51
60°	17,32	14,30	11,32
70°	18,80	16,75	14,80
80°	19,70	18,65	17,62
90°	20,0	20,0	20,0

Tableau 8. $R = 100$ kg. Angle d'inclinaison 8°.

Angle d'inclinaison de la fracture α	K_s en kg $\mu = 0$	$\mu = 0{,}3$	$\mu = 0{,}6$
0°	13,9	– 15,8	– 45,50
8°	0	– 30,00	– 60,00
10°	3,5	– 26,48	– 56,50
20°	20,8	– 8,54	– 37,9
30°	37,5	9,7	– 18,1
40°	53,0	27,6	2,12
50°	66,9	44,6	22,3
60°	78,8	60,3	42,1
70°	88,3	74,2	60,1
80°	95,1	85,8	76,6
90°	99,0	94,8	90,7

Tableau 9. $R = 270$ kg. Angle d'inclinaison 16°.

Angle d'inclinaison de la fracture α	K_s en kg $\mu = 0$	$\mu = 0{,}3$	$\mu = 0{,}6$
0°	74,5	– 3,35	– 81,2
10°	28,4	– 51,21	– 132,82
16°	0	– 81,0	– 162,0
20°	18,9	– 61,95	– 142,8
30°	65,3	– 13,3	– 91,9
40°	110,0	36,96	– 38,1
50°	151,0	84,5	18,9
60°	187,7	129,7	71,2
70°	218,4	170,7	123,1
80°	242,7	207,4	171,7
90°	259,9	237,2	214,8

Calcul des contraintes effectives de compression et de traction dans le tissu de régénération

On détermina graphiquement et mathématiquement la distribution quantitative de la contrainte de compression et de traction dans le foyer de fracture en admettant que le module d'élasticité a la même valeur pour toutes les parties des surfaces fracturaires et que ces surfaces restent les mêmes.

La distribution des contraintes dans le foyer de fracture dépend de la situation de la composante de compression P par rapport au centre de la surface d'appui, de même que

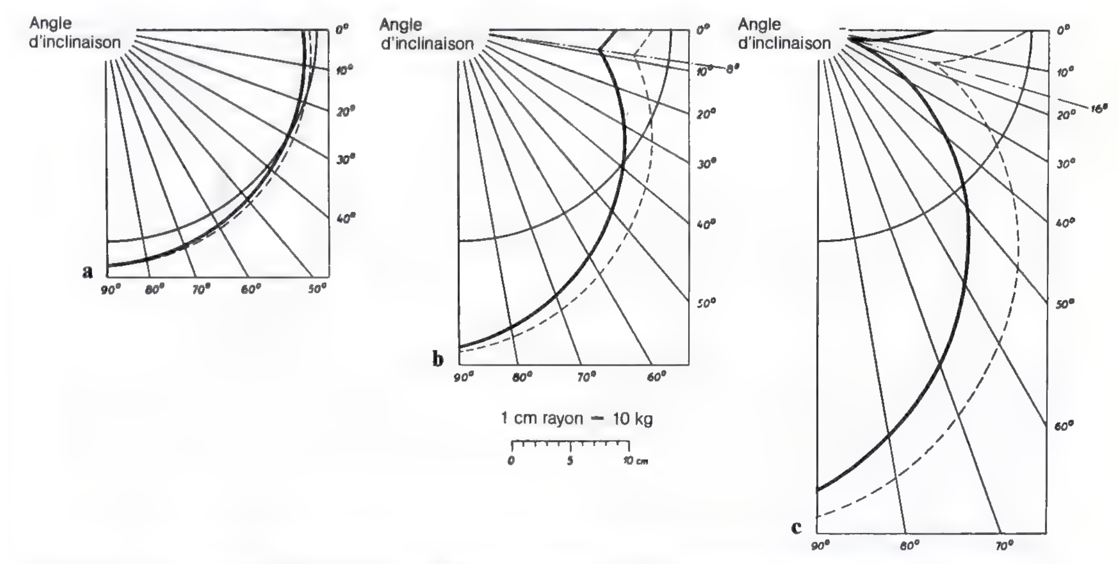


Fig. 184 a – c. Grandeur de la force de cisaillement effective K_s représentée en coordonnées polaires, lors de la station debout sur les deux membres inférieurs *a*, lors de la boiterie *b* et lors de la marche normale *c*, par rapport à l'inclinaison du plan de la fracture et pour deux coefficients de frottement différents. La courbe interrompue se rapporte à un coefficient de frottement de 0,3, la courbe continue à un coefficient de frottement de 0,6

de la grandeur de la composante *S* de déplacement et de sa distance par rapport au plan de la fracture. On calcula la distribution des contraintes dans le foyer de fracture en utilisant les formules de la résistance des matériaux (fig. 185).

Pour la compression on utilisa la formule :

$$\sigma_{Dr} = \frac{P}{F} \frac{kg}{cm^2}$$

σ_{Dr} = contrainte de compression
P = composante de compression en kg
F = étendue des surfaces en cm^2

Comme étendue des surfaces $F = \pi \cdot a \cdot b$, on utilisa uniformément une ellipse dont le demi-axe le plus court *b* vaut 1,4 cm et dont le demi-axe le plus long *a* fut chaque fois déterminé à partir d'une radiographie en supposant un rayon de la tête fémorale constant de 50 mm.

Pour la flexion par *P*, la formule suivante fut utilisée :

$$\sigma_{Bp} = \frac{P \cdot c}{W} \frac{kg}{cm^2}$$

σ_{Bp} = sollicitation en flexion par *P*
c = distance entre le centre de la surface et la ligne d'action de *P* en cm.

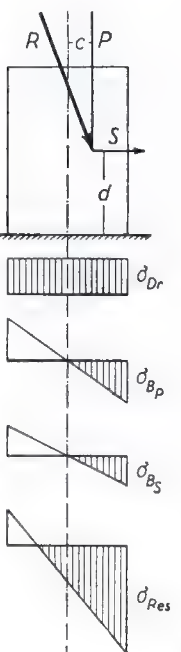


Fig. 185

W = module de flexion de la surface :

$$W = \frac{\pi a^2 b}{4} cm^3$$

Pour la flexion par S, la formule suivante fut utilisée :

$$\sigma_{Bs} = \frac{S \cdot d}{W} \frac{\text{kg}}{\text{cm}^2}$$

σ_{Bs} = sollicitation en flexion par la composante S
d = distance entre le plan de la fracture et la composante S en cm
W = module de flexion de la surface en cm³.

L'addition algébrique des contraintes de compression et de traction ainsi calculées donne la grandeur de la contrainte résultante de compression et de traction σ_{Res} et sa distribution dans le foyer de fracture.

Pour évaluer les perspectives de guérison de la fracture du col du fémur, il suffit en général de connaître la distribution de la contrainte dans le foyer de fracture, c.-à-d. l'étendue et la situation de la portion de ce foyer se trouvant sous une contrainte de compression et de celle se trouvant sous une contrainte de traction. La valeur absolue de la contrainte aux différents endroits du foyer ne présente pas d'importance décisive. La distribution de la contrainte dans le foyer de fracture dépend de la situation du point neutre O (fig. 186). Celle-ci se détermine graphiquement et mathématiquement sur radiographie grâce à une formule simple.

Sur un calque de la radiographie, le plan de la fracture est d'abord représenté par une droite et le centre de la tête fémorale M déterminé. On tire ensuite par le centre de la tête fémorale M une droite de haut en bas et de dedans en dehors, formant avec la verticale un angle de 8°. On désigne par B l'intersection de cette ligne avec le trait passant par la fracture et par C le milieu de la ligne fracturaire, ou plutôt le milieu de la portion des surfaces fracturaires se recouvrant. On détermine alors facilement la situation du point neutre O par la formule suivante :

$$x = \frac{a^2}{4\,z}$$

Dans cette formule :

x = distance recherchée entre le point neutre O et le point central C de la ligne fracturaire.
a = moitié de la ligne fracturaire.

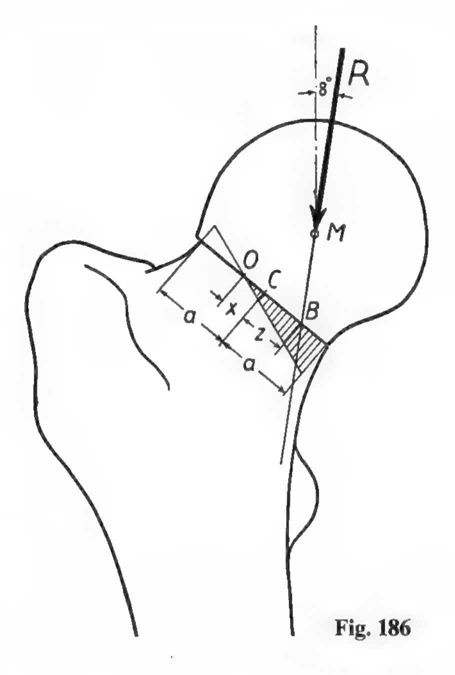


Fig. 186

z = distance entre le centre C de la ligne fracturaire et le point d'intersection B du trait M avec la ligne fracturaire.

La grandeur des segments a et z se lit en mm sur le dessin. La distance trouvée x est toujours reportée sur la ligne fracturaire en direction opposée à z, à partir du point C. Le point trouvé O est le point neutre, décisif quant à la répartition des contraintes de compression et de traction dans le foyer de fracture.

La distribution de la contrainte dans le foyer de fracture ne peut être calculée d'après la formule précédente que si la ligne d'action de la force de compression R agissant sur la tête du fémur traverse la surface d'appui du fragment capital. Si cette ligne d'action passe médialement par rapport à celui-ci, un moment de basculement effectif s'exerce sur le fragment capital, tendant à faire pivoter celui-ci en dedans. Par conséquent, le module d'élasticité augmente considérablement à l'endroit du pivotement, c.-à-d. au fulcrum du fragment capital. Le tissu de régénération est alors soumis à une contrainte de traction presque dans toute son étendue. Il ne se trouve sous une contrainte de compression très élevée qu'au coin inférieur du fragment cervical.

2. Biomécanique de la guérison des fractures *

Avec 42 figures

La guérison d'une fracture représente finalement la solution d'un problème de construction mécanique. Elle consiste en l'édification compliquée d'un pont osseux entre les fragments, à partir des cellules. Ceci restaure la capacité de l'os de supporter une charge. Mais le pont osseux n'est pas formé directement à partir des cellules. En règle générale, il se crée d'abord une liaison conjonctive et cartilagineuse. Nous ne sommes pas encore bien renseignés sur l'importance du stade intermédiaire conjonctif et cartilagineux du cal dans le processus de la guérison. Nous ne connaissons ni les bases biologiques qui rendent un détour nécessaire pour l'édification du cal osseux, ni le principe de construction mis en œuvre dans le processus de la guérison. En d'autres mots, la biomécanique de la guérison de la fracture n'a pas encore été élucidée. Il reste ici un large domaine ouvert à la recherche. A mon avis, son exploration revêt une importance fondamentale pour la compréhension et le traitement de la fracture et de la pseudarthrose.

Je tenterai aujourd'hui d'apporter une contribution à l'éclaircissement de cette question. Je vous exposerai comment je conçois l'importance des processus biologiques lors de la guérison de la fracture. Je suis arrivé à cette conception principalement sur la base de mes recherches et de mes réflexions personnelles. Dans le temps qui m'est imparti, cet exposé ne peut évidemment pas être exhaustif. Il y a de nombreux points que je ne pourrai que mentionner. Mais je voudrais particulièrement analyser de plus près la première partie du processus de la guérison, la prise des fragments, puisque ceci est nécessaire pour la compréhension de la pseudarthrose.

Lors de la guérison d'une fracture, les cellules de tissu jeune de type embryonnaire, qui proviennent de l'ensemble du mésenchyme environnant, possèdent des potentialités multiples, comme les résultats des recherches des dernières années l'ont montré sans doute possible. Elles peuvent se développer aussi bien en tissu osseux qu'en tissu conjonctif et en tissu cartilagineux. On ne comprend pas bien qu'au cours de la guérison normale, les cellules de type embryonnaire ne se différencient pas immédiatement en tissu osseux suivant leur capacité naturelle. Au contraire, la formation du cal osseux passe en règle générale par un stade préalable conjonctif et surtout cartilagineux. On soupçonne que des influences extérieures déterminent la direction dans laquelle se différencient les cellules du tissu embryonnaire. Il semble de plus en plus vraisemblable que des forces mécaniques soient responsables du défaut présumé de différenciation du tissu normal du cal lors du processus perturbé de la guérison, dans la pseudarthrose. Mais si des forces mécaniques peuvent exercer une influence décisive sur la direction dans laquelle se différencient les cellules à potentiel multiple, il faut admettre qu'elles l'exercent aussi lors du processus normal de guérison. Il n'est pas douteux que, durant le processus normal de la guérison, des forces mécaniques agissent aussi sur le blastème à l'endroit de la fracture. Les os fracturés peuvent s'infléchir, même sous un plâtre et malgré le repos au lit. Ce fait démontre que des forces mécaniques agissent sur eux. Mais surtout, comme Rehn l'a indiqué, déjà quelques jours après la fracture, les muscles directement ou indirectement intéressés présentent une tétanie intermittente qui dure plusieurs semaines. Et justement, ce symptôme que je qualifierais de physiologique, m'a confirmé dans l'idée que des for-

---

* Verh. dtsch. orthop. Ges. 34 Kongreß (1940).

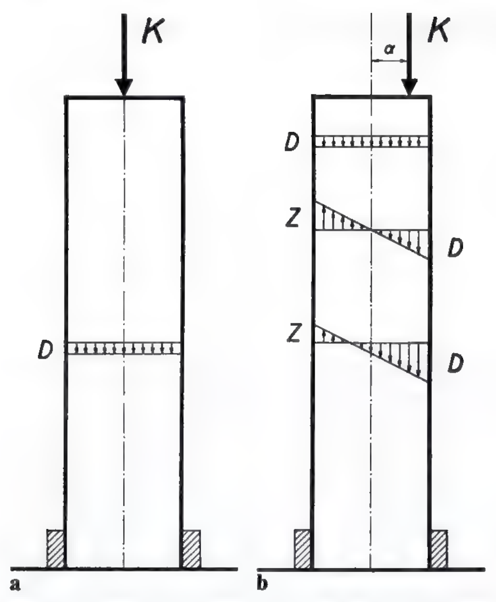


Fig. 1 a et b. a La force *K* dont la ligne d'action correspond à l'axe de la colonne, sollicite cette dernière axialement en compression. Les flèches indiquent la direction et la grandeur des contraintes de compression *D* réparties également dans la coupe. **b** La force *K* dont la ligne d'action est située à une distance *a* de la colonne, sollicite cette dernière excentriquement en compression. Les contraintes de compression et celles de flexion, provoquées dans la coupe par la sollicitation excentrique en compression, sont inscrites séparément dans la partie supérieure de la colonne. Le diagramme des contraintes inférieur représente leur combinaison. *D* = contraintes de compression; *Z* = contraintes de traction

ces mécaniques doivent prendre une part essentielle à la construction du nouveau pont osseux.

Si l'on veut approfondir cette question, il faut d'abord connaître quels stimuli mécaniques s'exercent à l'endroit de la fracture sur le jeune tissu de type embryonnaire, de façon générale et dans chaque cas particulier. En effet, d'après la théorie de Roux, il faut attribuer aux différents stimuli mécaniques une influence spécifique sur la direction de la différenciation.

L'os fracturé subit en principe la même sollicitation que l'os intact. Celui-ci est comprimé entre ses deux articulations par la musculature et par le poids du corps. Par conséquent, la sollicitation de l'os intact peut, en gros, être comparée à celle d'une colonne sur laquelle s'exerce une force de compression.

La colonne est sollicitée purement en compression (fig. 1), si elle est régulière et formée d'un matériau homogène et si la direction de la compression correspond exactement à son axe. Les contraintes de compression ont la même grandeur partout dans la coupe. Mais si la force de compression s'exerce excentriquement, sa direction ne correspond pas exactement à l'axe de la colonne. Dans ce cas, cette dernière n'est pas seulement sollicitée en compression mais aussi et simultanément en flexion. Les contraintes de compression pure et celles de compression et de traction dues à la composante de flexion agissent simultanément dans la coupe de la colonne. Elles doivent donc être additionnées en tenant compte de leurs signes. Il en résulte une sollicitation en flexion : la colonne est sollicitée en compression du côté où s'exerce la force, en traction du côté opposé.

La direction de la compression agissant sur l'os ne correspond jamais exactement à l'axe osseux. Il est facile de le démontrer. Par conséquent, dans chaque cas, l'os n'est pas seulement sollicité en compression mais simultanément en flexion. L'os fracturé lui aussi est sollicité en flexion de la même façon par la tension de la musculature. Par conséquent, c'est toujours une sollicitation en flexion qui s'exerce sur le jeune tissu de type embryonnaire à l'endroit de la fracture, c.-à-d. une sollicitation combinée se composant de compression pure et de traction pure.

Nous devons ensuite nous rendre compte de la valeur mécanique des différents éléments constituant la substance fondamentale. Ceux-ci fourniront les éléments de construction de l'appareil de soutien, à partir des cellules à potentialités multiples du blastème. Ce sont: 1) la fibrille collagène du tissu conjonctif. Elle est pratiquement inextensible et, en groupe dans la fibre collagène du tissu conjonctif, elle représente un élément de construction résistant à la traction. Mais la fibrille collagène ne peut résister qu'à *un* seul mode de sollicitation, la traction pure exercée suivant sa direction; 2) la sphère de cartilage, c.-à-d. la cellule cartilagineuse enfermée dans une enveloppe résistant à la traction et formée de fibrilles collagènes enrobées de substance hyaline. Elle est l'élément de construction typique et spécifique

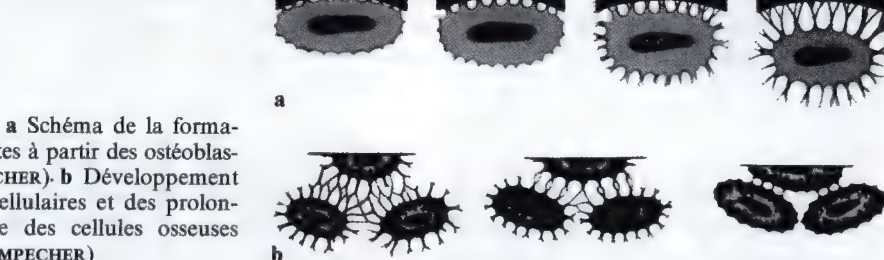


Fig. 2 a et b. a Schéma de la formation d'ostéocytes à partir des ostéoblastes (Krompecher). **b** Développement des liaisons cellulaires et des prolongements entre des cellules osseuses voisines (Krompecher)

de toutes les espèces de cartilages. La sphère de cartilage est un élément de construction résistant à la compression dans toutes les directions. Elle aussi ne peut résister qu'à *un* seul mode de sollicitation, à une compression venant de partout [1]; 3) l'ostéon ou la portion de substance fondamentale osseuse calcifiée appartenant à la cellule osseuse. Du point de vue mécanique, la portion de substance osseuse fondamentale constituée d'une façon cristalline de parties organiques et inorganiques, représente un élément de construction d'un ordre plus élevé. Seule elle peut résister à une sollicitation complexe, c.-à-d. à n'importe quelle sollicitation combinant traction, compression et cisaillement. L'ostéon constitue l'élément de construction propre à l'os.

Le noeud du problème est de savoir lequel de ces éléments de construction peut arriver à maturité lorsque la cellule est soumise directement à une action mécanique et surtout si l'ostéon, qui est le seul élément de construction capable de reprendre la sollicitation complexe en flexion agissant au foyer de fracture, peut se développer à partir de la cellule sous une action mécanique directe.

Roux l'admet, comme cela apparaît clairement de ses publications. Mais déjà les processus cytologiques du développement de l'os contredisent la conception de Roux. On n'arrive pas à s'imaginer que la construction compliquée de la substance fondamentale de l'os puisse se réaliser lorsque la cellule est soumise directement à de la compression ou à de petits traumatismes dus aux mouvements.

D'après les travaux bien connus de Krompecher [2], la sécrétion de la substance fondamentale osseuse molle commence entre la cellule et son support auquel le protoplasme cellulaire est accroché en de nombreux endroits. La cellule est écartée de son support par la sécrétion de la substance fondamentale molle (fig. 2). Aux endroits où il est accroché au support, son protoplasme est étiré en fins prolongements. Le même processus se répète lors de la formation des cellules filles qui, par conséquent, restent attachées à la cellule mère et entre elles par de fins prolongements protoplasmiques. On ne peut pas s'imaginer que ce processus délicat, et surtout l'édification dans l'espace de la substance fondamentale molle en une unité, l'ostéon (fig. 3), puisse s'effectuer contre une compression. C'est à peu près aussi impossible que pour du mortier mou de devenir un bloc sous le poids d'une pierre. Le mortier céderait et s'étendrait latéralement. Si les cellules qui ne peuvent résister à aucune sollicitation étaient tant soit peu déformées par une pression directe ou par des traumatismes dus aux mouvements, les prolongements protoplasmiques filamenteux seraient endommagés. La cellule forme une entité non seulement génétique et morphologique mais aussi physiologique, avec sa substance fondamentale qui l'enserre dans un réseau. D'autre part, les différentes cellules dépendent l'une de l'autre pour leurs échanges métaboliques. La fonction des cellules et ainsi leur capacité de former et d'entretenir de la substance fondamentale seraient donc

Fig. 3 Schéma de l'ostéon (Krompecher)

[1] Pression hydrostatique.

[2] Krompecher. St.: Die Knochenbildung. Verlag Fischer, Jena 1937.

perturbées ou supprimées par n'importe quelles déformations ou n'importe quels déplacements que la substance fondamentale subirait.

Le processus cytologique observé lors de la formation du tissu osseux entraîne la conclusion suivante : la maturation de la cellule du blastème en ostéon ne peut se produire que là où aucune force mécanique – même aucune compression – ne s'exerce immédiatement sur la cellule, c.-à-d. là où règne une tranquillité absolue. C'est pourquoi la formation de tissu osseux doit reposer sur une autodifférenciation, c.-à-d. sur une possibilité réactionnelle héréditaire qui est activée et favorisée d'une façon ou d'une autre par le traumatisme fracturaire ou par des hormones agissant au niveau de la fracture. On est renforcé dans cette opinion si on analyse la signification mécanique des processus histologiques accompagnant la formation d'os lors de la croissance osseuse embryonnaire et postembryonnaire. Je reviendrai encore sur ce point.

Le seul élément de la substance fondamentale dont il est prouvé qu'il peut se développer sous l'effet d'une sollicitation mécanique est la fibrille collagène du tissu conjonctif. Lorsque le blastème est étiré (le plus souvent par traction), la cellule réagit en produisant des fibrilles collagènes dans la substance fondamentale.

Comme stimulus trophique pour la formation de tissu cartilagineux, Roux considère «la compression avec un fort déplacement», c.-à-d. une sollicitation complexe. Celle-ci correspond à une combinaison de tissus dans le cartilage dont les constituantes sont toujours des sphères cartilagineuses et des fibrilles collagènes. Roux propose la compression et le cisaillement comme stimulus trophique pour la formation de ce tissu complexe. Mais le cisaillement provoque des contraintes de traction dans une bande tissulaire et la traction représente le stimulus pour la formation de fibrilles collagènes. On peut donc présumer que la formation des sphères cartilagineuses résistant à la compression doit être attribuée à la compression pure comprise dans la sollicitation complexe [3].

[3] Dans un autre travail, j'entrerai dans le détail des relations de cause à effet que l'on doit accepter entre compression et formation de cartilage.

Cette hypothèse paraît vraisemblable. L'on peut s'imaginer théoriquement que la cellule du blastème mise sous compression réponde par la formation d'une enveloppe résistant à la traction et puisse devenir une sphère cartilagineuse. Si une cellule sphérique sécrétant une substance fondamentale visqueuse se déforme en un ellipsoïde sous l'action d'une compression, sa surface devient plus grande puisque la sphère possède la surface la plus petite de tous les corps de même volume et puisque le contenu formé d'une grande quantité d'eau reste le même. Par conséquent, l'enveloppe de substance fondamentale visqueuse se trouvant au voisinage immédiat de la cellule est étirée. Ceci constitue de nouveau le stimulus pour la formation de fibrilles collagènes dans la substance fondamentale. Puisque l'enveloppe de substance fondamentale est étirée dans toutes les directions, les fibrilles doivent entourer la cellule comme un réseau. Elles l'enferment dans une enveloppe résistant à la traction. D'autre part, le contenu de la sphère, la cellule comprenant une grande quantité d'eau, n'est pas compressible. L'ensemble, c.-à-d. la cellule encapsulée ou la sphère de cartilage, représente donc un élément de construction résistant à la compression. Cette hypothèse trouve sa confirmation dans l'expérimentation animale et naturelle. Les recherches expérimentales de Ploetz de l'Institut d'Anatomie de Fribourg sont particulièrement démonstratives. Chez des lapins, Ploetz a détourné un tendon direct, autour d'un fulcrum. Il lui a ainsi donné la fonction d'un tendon coulissant. Dans la zone du tendon qui se trouve sur le fulcrum apparaît un rembourrage formé par l'inclusion massive de groupes de cellules encapsulées. Entre les faisceaux fibreux apparaissent aussi de nombreuses cellules bien encapsulées, mais toutefois exclusivement dans la partie du tendon qui contourne le fulcrum (fig. 4 a). Dans une deuxième série d'expériences, un tendon coulissant a au contraire été luxé et ainsi transformé fonctionnellement en un tendon direct. Après 20 semaines, le matelassage physiologique formé de cellules encapsulées avait disparu du tendon coulissant, de même que les cellules encapsulées qui physiologiquement se trouvaient entre les faisceaux fibreux au voisinage du fulcrum (fig. 4 b). Ces deux séries d'expériences démontrent que,

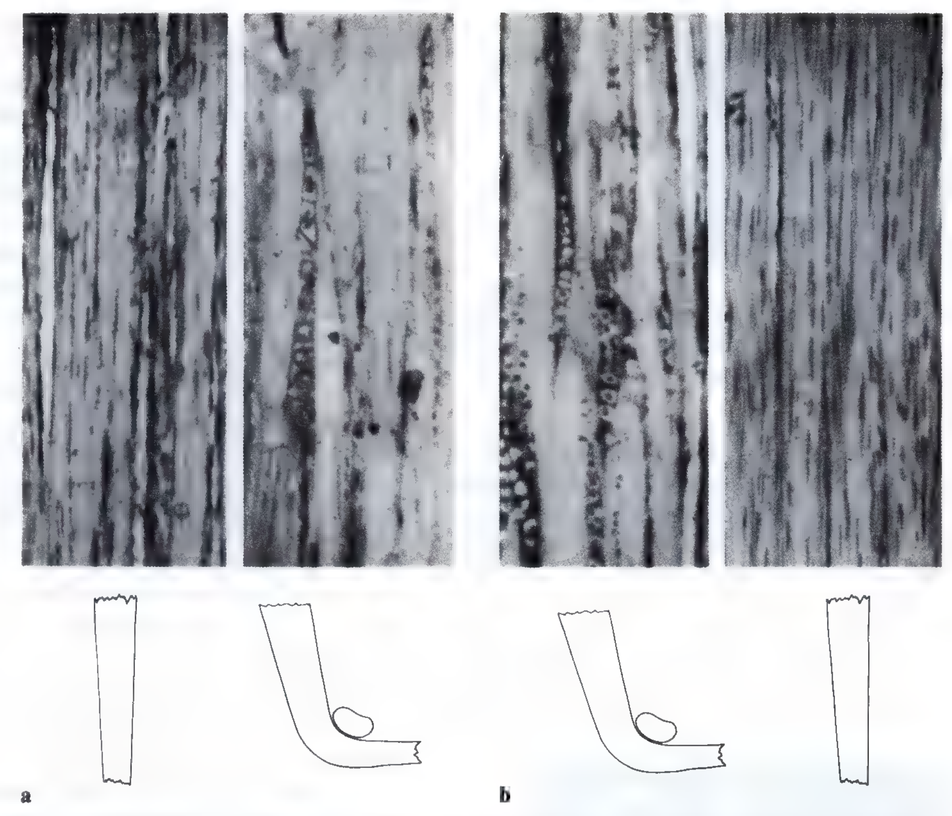


Fig. 4 a et b. **a** Après détournement du tendon direct (à gauche), de nombreuses cellules encapsulées se forment entre les faisceaux fibreux, au voisinage du fulcrum (à droite). **b** Après luxation du tendon coulissant (à gauche), les cellules encapsulées qui se trouvent physiologiquement entre les fibres, au voisinage du fulcrum, disparaissent. A leur place se trouvent des cellules tendineuses fusiformes (à droite) (microphotographies provenant des préparations de PLOETZ)

en relation de cause à effet avec la sollicitation, d'une part des cellules encapsulées apparaissent dans le tendon direct là où celui-ci est sollicité en compression et cisaillement; d'autre part, les cellules encapsulées existant normalement dans un tendon coulissant disparaissent lorsque, après luxation de ce tendon, les forces de compression et de cisaillement sont supprimées. La formation des cellules encapsulées dans le tendon coulissant transposé doit être attribuée uniquement à l'action de la compression et non à l'action du cisaillement simultané, comme PLOETZ le croyait en se basant sur ROUX. On peut facilement le démontrer. Sans pousser l'explication plus loin, je voudrais toutefois mentionner que les cellules encapsulées ne se trouvent que dans la zone où s'exerce la compression alors qu'elles manquent dans la partie externe du tendon où se produit le cisaillement, sans compression.

Les travaux expérimentaux de KROMPECHER démontrent eux aussi que du cartilage se forme sous l'action de la compression, dans un blastème de cellules à potentialités multiples. Lors de la guérison de la fracture, du tissu cartilagineux apparaît sous l'action d'une compression provoquée expérimentalement, du tissu conjonctif sous l'action d'une traction. KROMPECHER l'a observé chez l'animal d'expérience. Il a en outre montré que, sous compression, du tissu cartilagineux se forme aussi dans un tissu conjonctif développé préalablement sous l'action d'une traction pure.

Nous enregistrons donc le fait intéressant suivant. A l'aide de l'élément de la substance fondamentale le plus simple, la fibrille colla-

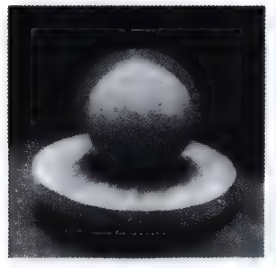


Fig. 5. L'expansion d'une balle de caoutchouc dans laquelle on pompe de l'eau se produit dans toutes les directions de l'espace (deux photographies sur la même plaque)

gène résistant uniquement à la traction, la nature, sous l'effet de la sollicitation en traction et en compression, arrive à bâtir non seulement un élément de construction résistant à la traction, la fibre de tissu conjonctif, mais aussi, grâce à la participation de la cellule, un élément de construction résistant à la compression, la sphère de cartilage. Par contre, l'élément de construction le plus précieux, l'ostéon, seul capable de reprendre une sollicitation complexe, ne peut arriver à maturation qu'en dehors de toute fonction, c.-à-d. protégé de toute sollicitation mécanique directe.

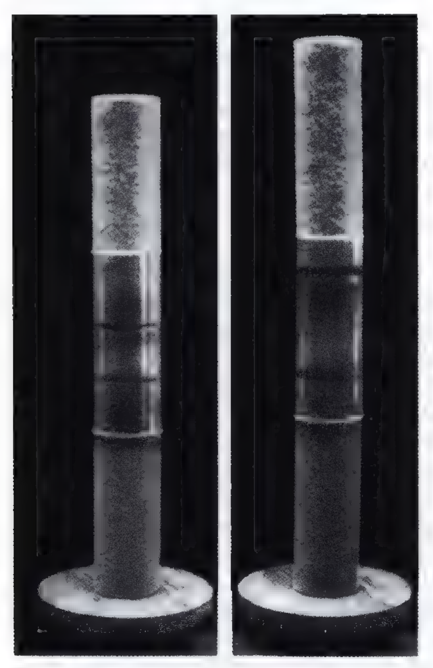


Fig. 6. L'expansion transversale de la balle de caoutchouc dans laquelle on pompe de l'eau est empêchée par le tube de verre. Par conséquent l'expansion ne peut se faire qu'en direction axiale, ce qui repousse l'élément supérieur

La cellule encapsulée dont la forme hautement différenciée est la sphère cartilagineuse éveille cependant notre intérêt de façon particulière. En effet, elle ne doit pas être considérée seulement comme un élément de construction résistant à la compression et fonctionnant de façon passive. Elle constitue en outre, parmi les autres substances de soutien fonctionnant passivement, le seul élément de construction qui peut fournir un travail actif. La sphère cartilagineuse sous son enveloppe résistant à la traction, constituée de fibrilles enrobées de substance hyaline, possède une membrane extérieure semi-perméable. Un passage d'eau dans la cellule par osmose est donc possible. Ceci augmente le volume de la cellule, accroît sa turgescence. Grâce à la compression croissante, la sphère cartilagineuse peut fournir un travail. Puisque l'expansion se réalise de façon égale dans toutes les directions, comme dans une balle de caoutchouc dans laquelle on pompe de l'eau, la dépense d'énergie se produit dans toutes les directions de l'espace (fig. 5). Mais si l'expansion de la sphère cartilagineuse ou du tissu cartilagineux est empêchée transversalement par un tube rigide, elle doit se faire d'un côté et le travail ainsi fourni doit s'effectuer dans une direction bien déterminée (fig. 6).

Ce principe de production hydraulique d'une force, l'expansion orientée du cartilage dans la zone de croissance de l'os le réalise. La direction du mouvement est déterminée par la manchette osseuse ou par l'encoche qui entoure la zone de croissance et s'oppose à l'expansion transversale de la sphère cartilagineuse, ne laissant libre que la direction axiale. Ceci conduit à la formation de colonnes de cellules (fig. 7). Grâce à la croissance expansive de ces colonnes de cellules en direction axiale, les faisceaux fibrillaires résistant à la traction, disposés longitudinalement dans la substance fondamentale entre les colonnes cellulaires et se prolongeant transversalement, sont tendus en direction axiale. Mais quand, lors de l'ossification enchondrale, les capillaires venant de la cavité médullaire butent contre le cartilage et font éclater les sphères cartilagineuses par en dessous, les parois fibrillaires de substance fondamentale qui se trouvent entre ces dernières et qui ré-

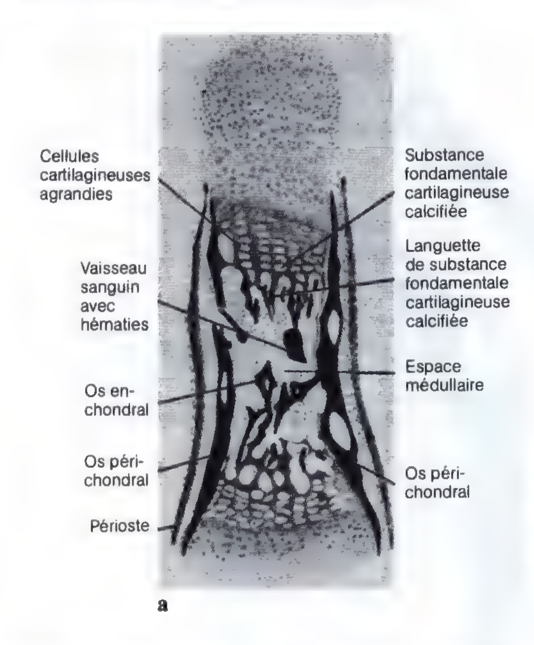




Fig. 7a et b. a Coupe longitudinale dorso-palmaire à travers une phalange du médius d'un foetus humain de 4 mois (d'après Stöhr: Traité d'histologie). **b** Schéma illustrant la poussée de l'épiphyse par l'expansion dirigée du cartilage

sistent exclusivement à la traction, s'effondreraient sous la mise en charge en compression. La destruction des cellules ferait alors tomber la pression hydrostatique qui tend celles-ci. Mais la nature veille à ce qu'avant l'éclatement des capsules cartilagineuses, du calcaire soit déposé dans les travées de substance fondamentale ne résistant qu'à la traction. Celles-ci sont ainsi transformées sur place en étais résistant à la compression. Après l'éclatement des sphères cartilagineuses, les capillaires trouvent donc des colonnes résistant à la compression, sur lesquelles ils déposent les cellules mésenchymateuses. Celles-ci peuvent maintenant, dans un repos absolu, protégées de toute sollicitation directe, arriver à maturation en tissu osseux. La calcification des parois de substance fondamentale du cartilage précède toujours immédiatement l'éclatement des sphères cartilagineuses dans la zone du cartilage en colonnes. Ce fait signifie que la maturation des cellules osseuses ne peut se produire qu'au seul endroit où elle est protégée contre toute action mécanique directe. Contrairement à ce que Roux admet, la cellule osseuse ne peut pas, par sécrétion de substance fondamentale osseuse, «provoquer elle-même le repos dans lequel elle est habituée à vivre».

Ces faits font pressentir que les phénomènes biologiques au début de la guérison de la fracture doivent être dirigés dans un but d'ordre supérieur, la mise au repos absolue des fragments. Ceci se confirme si nous considérons de plus haut l'enchaînement des processus biologiques lors de la guérison de la fracture et si nous tentons d'évaluer leur signification mécanique. Dans ce contexte, le processus de la guérison de la fracture se divise nécessairement en quatre stades.

Au premier stade, des phénomènes qui se passent *en dehors* du foyer de fracture réalisent déjà une mise au repos considérable des fragments.

Puisqu'à l'endroit de la fracture la capacité de résistance de l'os tombe à zéro, la tension de la musculature peut s'exercer librement. Par conséquent, l'os s'infléchit au foyer de fracture et éventuellement les fragments se chevauchent. Mais le processus de dislocation s'arrête bientôt et les fragments s'accrochent. D'une part, les muscles se relâchent, puisque leur tension initiale est diminuée par l'inflexion ou le déplacement au niveau du foyer de fracture, et leur excitabilité physiologique est d'abord fortement diminuée par le stimulus de la fracture. D'autre part, l'inflexion ou le déplacement est freiné par l'étirement passif des muscles antagonistes et des ligaments, par le refoulement des parties molles agissant avec une force croissante de même que par l'oedème. Il en résulte un nouvel état d'équilibre entre les forces qui provoquent la dislocation et celles qui s'y op-

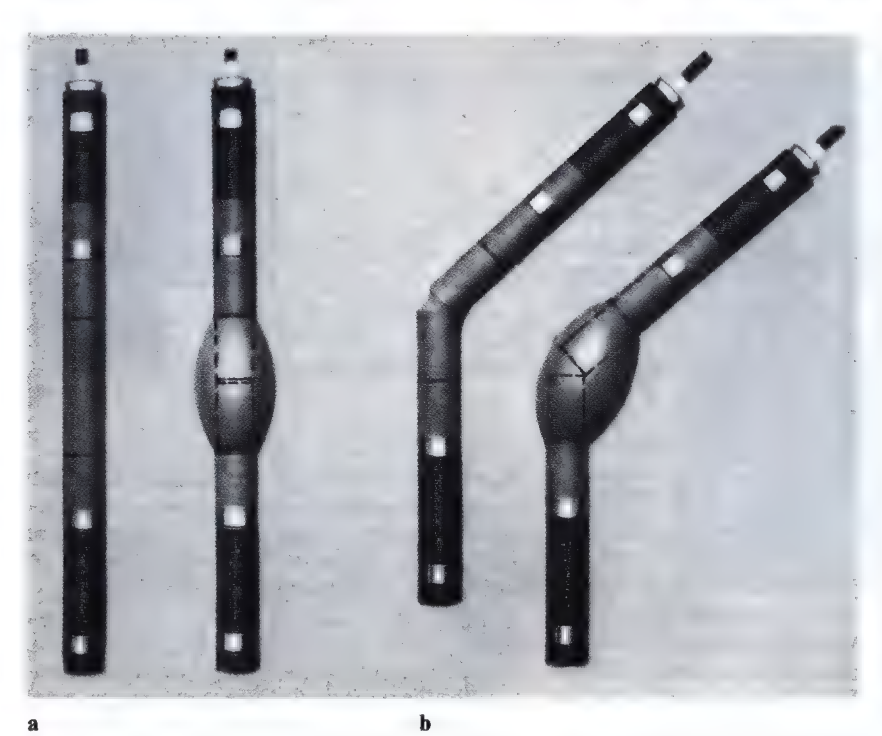


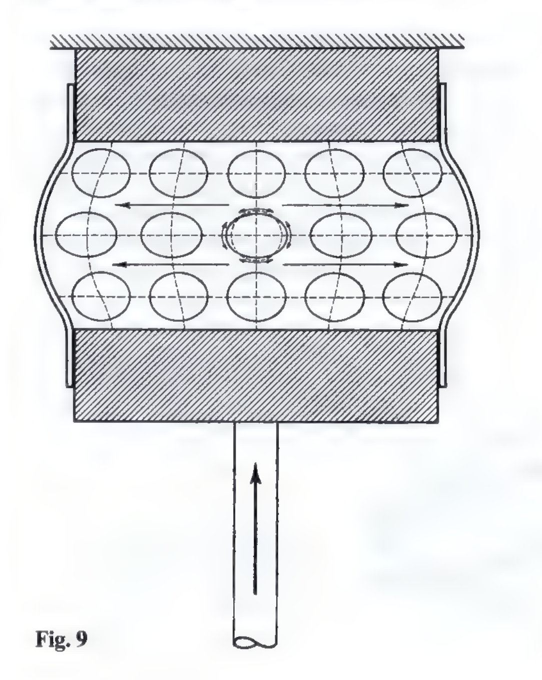
Fig. 8

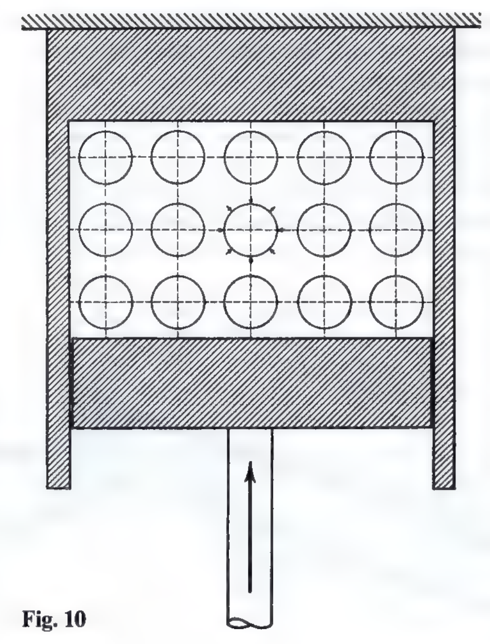
posent. Ceci entraîne déjà une mise au repos considérable des fragments, qui, à cause de la douleur, ne sera pas perturbée par des mouvements volontaires.

Dans le premier stade de la guérison de la fracture, l'épanchement sanguin ou l'oedème de type gélatineux dû à l'effusion séreuse dans la région provoque un état hydrostatique. Puisque les forces hydrostatiques agissent dans toutes les directions avec la même grandeur, l'épanchement ou le liquide sérofibrineux diffusé doit s'étendre, de même que la multiplication et l'agrandissement des cellules du blastème, là où ils rencontrent la plus petite résistance, c.-à-d. les plus petites contraintes tissulaires. L'expérience suivante l'illustre de façon simple (fig. 8).

Si l'on glisse un mince manchon de caoutchouc sur un tube divisé en son milieu et si l'on pompe alors de l'eau dans le tube fermé à ses deux extrémités, un élargissement symétrique en fuseau du manchon de caoutchouc apparaît à l'endroit où le tube est coupé (fig. 8 a). Si, à l'endroit de la division, on coude le tube avant d'y injecter de l'eau sous pression, le manchon de caoutchouc présente un élargissement considérable dans la concavité, un élargissement moins important à la convexité du coude (fig. 8 b). La forme et la situation de cet élargissement asymétrique, fusiforme, du manchon de caoutchouc présentent la même image que la distribution bien connue de la masse du cal dans une fracture avec angulation. L'expérience montre que la distribution spatiale de la masse du cal dans le foyer de fracture dépend d'abord de la pression hydrostatique. Evidemment cette disposition du cal d'origine purement hydrostatique peut présenter des variations quand, par exemple à cause d'une déchirure tissulaire ou d'un étirement exagéré, la résistance des parties molles environnantes est localement diminuée.

Le milieu hydrostatique dans lequel le premier blastème se développe ou qui est créé par celui-ci même entraîne une autre conséquence : les cellules jeunes de tissu de type embryonnaire, bien qu'elles soient sollicitées en compression, sont protégées contre de grandes déformations qui perturberaient leur capacité de survie. Elles ne subissent que des petites déformations de grandeur supportable qui les poussent à se différencier. En voici l'explication.


Fig. 9


Fig. 10

Si l'on exerce une légère pression sur un œuf cuit mollet et écaillé, l'œuf s'écrase. Déposons cet œuf dans un cylindre fermé à son extrémité inférieure et recouvrons-le d'eau. Même sous l'effet de la pression la plus forte provoquée par un piston, l'œuf ne subit pas la moindre déformation. Ceci provient de ce qu'une pression hydrostatique agit dans toutes les directions avec la même grandeur et de ce que l'œuf, constitué en grande partie d'eau, n'est pas compressible. Si des balles de caoutchouc à paroi très mince sont remplies d'eau et mises en suspension dans un cylindre contenant un liquide visco-élastique, elles ne seront pas déformées sous l'effet d'une pression très élevée, pour les mêmes raisons (fig. 9). Mais ceci ne vaut que si la paroi du cylindre est rigide. Si elle est malléable, elle s'infléchit sous la compression du liquide et tout son contenu, le liquide visco-élastique, se déforme élastiquement. Il s'étend transversalement avec, comme autre conséquence, une déformation ellipsoïdale des balles de caoutchouc sphériques remplies d'eau (fig. 10). Comme un ellipsoïde présente une plus grande surface qu'une sphère de même volume, la couche de liquide visco-élastique au contact immédiat de la surface des sphères est étirée circulairement. De même, une enveloppe de liquide que l'on peut imaginer entourant deux ou plusieurs balles de caoutchouc voisines est étirée dans son ensemble. Toute la masse du liquide subit en fait un allongement transversal dans la direction de la protubérance de la paroi du cylindre. Il apparaît ainsi dans le liquide visqueux entourant les ellipsoïdes et renfermant plusieurs de ceux-ci, de même que dans les couches intermédiaires, des étirements dirigés transversalement. Si l'on remplace le contenu du cylindre par des cellules sphériques noyées dans une substance fondamentale semi-liquide, on conçoit que l'étirement de la substance fondamentale entraîne la formation de fibrilles dans la direction de cet étirement. On peut ainsi facilement se représenter la formation des sphères cartilagineuses et celle des faisceaux de fibrilles situés longitudinalement dans la substance fondamentale et entourant les sphères cartilagineuses, surtout si, sous l'action de la pression hydrostatique, les cellules du blastème sécrètent une substance fondamentale visqueuse, comme le montrent les résultats de la culture de tissus in vitro.

Au *deuxième stade* du processus de guérison, les fragments osseux sont reliés et mis sous tension *dans le foyer* de fracture par des

tissus qui se forment à partir des cellules du blastème, sous l'effet de la sollicitation exercée sur ces cellules.

Le début du deuxième stade doit se situer au moment où le blastème s'est constitué, c.-à-d. vers le 5ème – 8ème jour. En même temps, d'après REHN, commence la tétanie intermittente qui progresse continuellement jusqu'à la fin de la quatrième semaine et diminue après la cinquième semaine. Ces petites secousses musculaires involontaires agissent sur les fragments comme de très petits à-coups de sollicitation. Elles provoquent ainsi des contraintes de flexion dans le tissu du foyer de fracture. A mon avis, on doit les considérer avant tout comme le moteur de l'histogenèse causale. Aux endroits où elles entraînent un étirement du tissu de type embryonnaire (le plus souvent par traction), il se forme des fibres collagènes de tissu conjonctif. Aux endroits où s'exerce une compression pure (hydrostatique), du tissu cartilagineux se développe. De cette façon, une première liaison de tissu conjonctif et de tissu cartilagineux se constitue entre les fragments, grâce à la sollicitation et à une sélection qualitative de la contrainte. Il s'agit d'une sorte d'«armature conductrice» qui, non seulement relie les fragments mais, comme je le montrerai, les met sous tension active. Ce n'est qu'ensuite que du tissu osseux se dépose dans cette armature fixe, tout comme, en construction, le béton frais est versé dans un coffrage préalablement construit à l'aide de planches.

Je dois approfondir l'analyse mécanique du processus histologique au second stade de la guérison. Cette analyse est basée sur les résultats des recherches de WURMBACH [4] concernant le développement histologique du cal chez la souris. Ces résultats sont aussi valables pour l'homme.

Déjà très tôt après la fracture, les cellules de la couche profonde du périoste commencent à se multiplier activement, surtout du côté concave du foyer. La pullulation atteint son maximum à hauteur de la fracture et diminue progressivement en s'en éloignant. L'augmentation de volume et la multiplication des cellules écartent considérablement le périoste de l'os. Les nouvelles cellules ne deviennent directement du tissu osseux que loin de l'endroit de la fracture, c.-à-d. là où indiscutablement règne la tranquillité. Là, elles construisent sur les fragments, de part et d'autre de la fracture, un dépôt d'os spongieux. Ce dépôt présente toujours une forme identique et typique (fig. 11). Il augmente d'épaisseur en direction de l'endroit de la fracture et, à une certaine distance de celle-ci, s'arrête brusquement. Entre ces dépôts cunéiformes d'os spongieux, les cellules qui se sont multipliées n'arrivent pas à se différencier en tissu osseux. Elles forment un blastème qui est en général beaucoup plus abondant du côté concave que du côté convexe. Au début de la guérison de la fracture, il se produit certainement encore de très petits mouvements au niveau de l'endroit fracturé. On comprend donc que les nouvelles cellules ne puissent pas immédiatement se développer en tissu osseux dans une zone

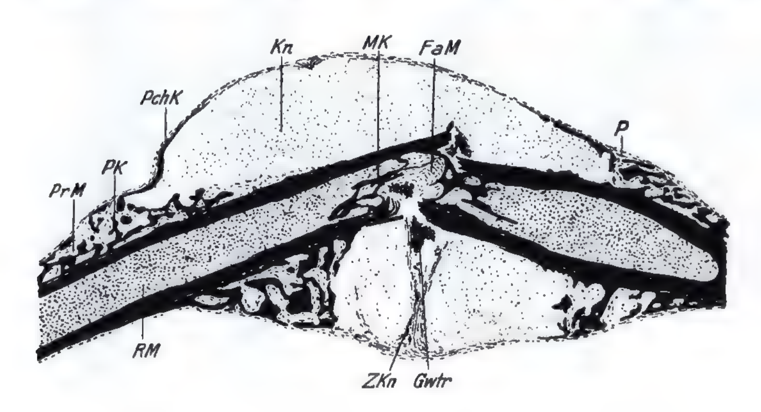


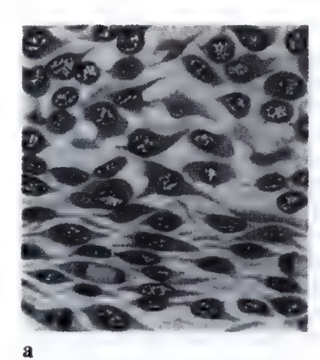
Fig. 11. 10 jours après une fracture de l'avant-bras : souris blanche (WURMBACH) [4]

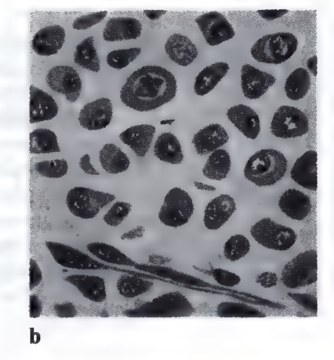
[4] WURMBACH H.: Histologische Untersuchungen über die Heilung von Knochenbrüchen bei Säugern. Zeitschr. f. wiss. Zoologie, Vol. 132, 1928.

plus étendue du foyer de fracture. Au cinquième jour environ, la formation du blastème et des coins spongieux qui se sont apposés est pratiquement terminée. Nous savons que la tétanie musculaire intermittente commence à peu près au même moment. Pour le raisonnement suivant, basons-nous sur une fracture purement transversale. Les plus petites contractions musculaires entraînent alors une accentuation de l'inflexion des fragments au niveau du foyer de fracture. Le fragment supérieur s'incline donc un peu vers la droite à l'endroit où sa corticale s'appuie sur celle du fragment inférieur. Ceci élargit en coin l'espace fracturaire du côté opposé. Le blastème et le tissu se trouvant entre les fragments du côté convexe sont donc étirés par la traction alors que le blastème situé entre les fragments du côté concave et entouré par le périoste et par les coins formés par l'apposition d'os spongieux, est refoulé. Ici, le blastème se trouve sous une pression hydrostatique à laquelle se superpose une compression axiale.

Dans les processus histologiques qui suivent, on ne peut méconnaître une relation de cause à effet entre la formation des tissus et la sollicitation mécanique. Des fibrocytes, des fibrilles longitudinales et des faisceaux fibreux se développent dans la moelle qui, dans presque tout le trait de fracture est étirée. Ils restaurent la liaison entre les fragments et reprennent les contraintes de traction. Du côté convexe de la fracture, où tout le tissu se trouve en traction, non seulement la couche fibreuse du périoste mais aussi le tissu conjonctif péri-osseux augmentent fortement de volume par prolifération des fibrocytes. Un hauban résistant se constitue ainsi du côté tendu. Du côté concave de la fracture, où de la pression hydrostatique agit sur les cellules du blastème, la formation de cartilage commence. Les cellules du blastème, d'abord fusiformes et réunies les unes aux autres par des prolongements, augmentent de volume et sécrètent de la substance fondamentale (fig. 12 a). Elles se séparent alors, s'arrondissent complètement en cellules cartilagineuses et édifient les capsules typiques (fig. 12 b). La formation de cartilage augmente le volume du blastème enfermé. La croissance du cartilage accroît la pression dans ce blastème. Il en résulte un étirement de l'enveloppe dans laquelle le blastème est enfermé. Cette enveloppe est constituée par la couche fibreuse du périoste. Celle-ci est par conséquent sollicitée longitudinalement et circulairement en traction. Les processus histologiques traduisent de nouveau cette sollicitation. Par prolifération des fibrocytes, la couche fibreuse du périoste s'épaissit fortement et se transforme en périchondre qui comprend des couches fibreuses longitudinales, l'une située en dedans et l'autre en dehors, et une couche intermédiaire circulaire. La direction de ces couches correspond aux contraintes.

Et maintenant, *un mécanisme de mise en tension active* des fragments commence à exercer son effet. Sous l'influence de la pression hydrostatique, les cellules cartilagineuses incluses deviennent énormes par absorption d'eau (fig. 12 c). Cette croissance expansive entraîne une augmentation de la pres-


a


b

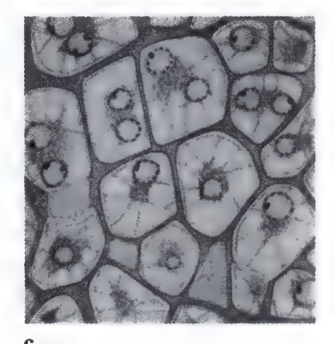

c

Fig. 12 a–c. (D'après Wurmbach)

sion hydrostatique dans la masse cartilagineuse enfermée. La pression hydrostatique agit dans toutes les directions avec la même grandeur. Mais le cartilage, lors de sa croissance expansive, bute en dedans contre les fragments osseux, en bas et en haut contre le front des dépôts cunéiformes d'os spongieux et en dehors contre une paroi malléable, le périchondre. Par conséquent, son expansion ne peut s'effectuer que dans la direction du périchondre. C'est ainsi que celui-ci, c.-à-d. l'enveloppe résistant à la traction dans laquelle le cartilage en expansion est enfermé, bombe vers l'extérieur et est fortement tendu (fig. 13). Le périchondre agit ainsi, à la façon du mécanisme d'un levier coudé, sur les fragments qu'il tend à infléchir avec une force beaucoup plus grande que celle de la pression hydrostatique provoquée par les cellules cartilagineuses en expansion (fig. 14). L'inclinaison du fragment supérieur tend très fortement le hauban du côté convexe jusqu'à ce que ce hauban équilibre la traction du périchondre agissant en sens inverse. Les mêmes processus qui ont été décrits pour la formation de cartilage du côté concave de la fracture se passent aussi dans le blastème, le plus souvent insignifiant, enfermé entre la couche fibreuse du périoste, l'os et les coins d'os spongieux du côté convexe. Par la mise en tension du hauban, ce blastème est sollicité en compression suivant une direction transversale par rapport à l'axe de l'os. Du jeu des forces résulte finalement un état de tension rigide qui comprime les fragments l'un contre l'autre avec une grande force et les met à l'abri de la sollicitation.

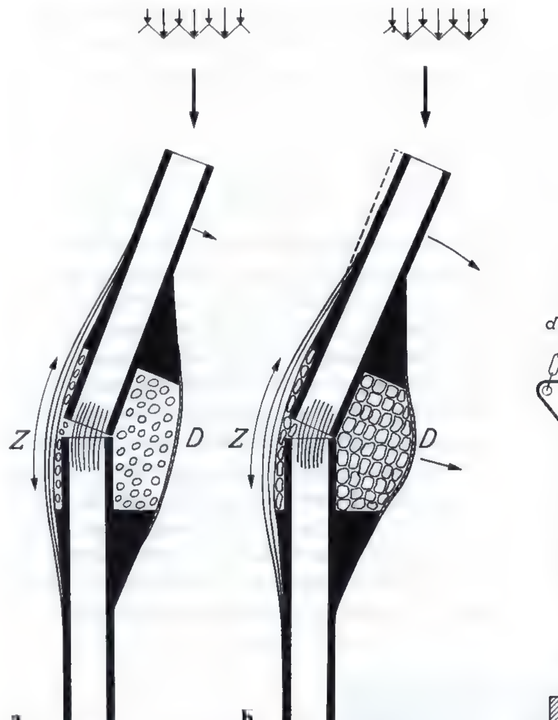
Dans le cal périostique se réalise donc le même mécanisme actif qui provoque la poussée des épiphyses dans les zones de croissance, contre la tension de la musculature et le poids du corps (fig. 7 b). Il apparaît ici aussi que ce mécanisme doit agir avec une force très grande.

Les processus histologiques durant la phase de prise des fragments ne peuvent évidemment pas dans chaque cas matérialiser ce principe de construction de façon aussi claire et dans une forme aussi pure que j'ai pu le faire dans cette représentation simplifiée. Bien que, dans les cas particuliers, ces images puissent présenter des formes très diverses, l'hypothèse proposée s'est chaque fois confirmée dans un grand nombre de fractures analysées à l'aide de préparations microscopiques et de séries de radiographies [5].

Au troisième stade de la guérison de la fracture, le dépôt de tissu osseux s'effectue dans l'armature conductrice au repos, formée de tissu conjonctif et de tissu cartilagineux. Les cellules mésenchymateuses secondaires ou bien se trouvent comme cellules de réserve entre les fibres conjonctives du hauban, tendues et au repos, ou sont apportées dans le cartilage par des capillaires entre les croisillons de substance fondamentale cartilagineuse calcifiée. Elles peuvent maintenant accomplir leur vocation et se transformer en tissu osseux en toute tranquillité puisqu'elles sont protégées contre toute sollicitation directe par l'armature conductrice. C'est ainsi que se réalise la première liaison osseuse. Dans la zone du hauban, elle est bâtie trajectoriellement à cause de la direction trajectorielle des fibrilles de l'armature, qui lui servent de modèle. Dans la zone de formation chondrale de tissu osseux, le premier tissu spongieux constitue par contre un treillis absolument irrégulier parce que l'armature qui sert ici de modèle au tissu osseux est déjà considérablement perturbée lors du dépôt de ce tissu osseux. Elle constitue un ensemble de mailles tout à fait embrouillé. Cela nous conduirait trop loin de rentrer plus avant dans les détails. De même je ne puis pas traiter de façon exhaustive les processus biologiques au stade suivant, le *quatrième stade* de la guérison de la fracture, pendant lequel s'opère le remaniement fonctionnel du cal provisoire. Je voudrais seulement mentionner brièvement que le remaniement fonctionnel du tissu spongieux primaire repose sur les mêmes principes qui déterminent le remaniement physiologique

---

[5] Les séries de radiographies représentent une méthode d'examen très utilisable et la seule qui permette de suivre et d'étudier in vivo le développement du cal osseux de même que la transformation de la structure du tissu spongieux. Mais il faut que les clichés soient pris à des intervalles déterminés, exactement dans la même projection et qu'ils mettent la structure bien en évidence. Dans ce but, un appareil imaginé par MÖHLMANN s'est révélé particulièrement utile. La mise en place du patient se fait à l'aide d'un tube à rayons X se trouvant sous la table et la prise de vue survient immédiatement après, grâce à un tube couplé et correctement centré se trouvant au dessus de la table.



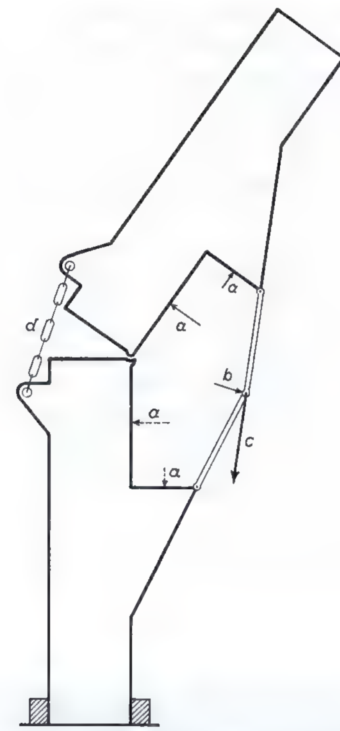


Fig. 13 a et b. Représentation schématique du mécanisme de mise en tension des fragments, réalisé dans le cal périostique. **a** Du côté tendu (*Z*), un puissant hauban s'est constitué sous l'action des contraintes de traction. La petite quantité de blastème incluse entre ce hauban, les fragments osseux et les coins d'os spongieux qui se sont apposés s'est développée en tissu cartilagineux sous l'action de la pression hydrostatique. Les cavités médullaires sont reliées par des fibres collagènes orientées qui se sont formées à la suite de l'étirement du blastème. Du côté comprimé (*D*), la masse principale du blastème enfermée entre les fragments osseux, les coins d'os spongieux et l'enveloppe fibreuse périostique s'est aussi développée en tissu cartilagineux sous l'action de la pression hydrostatique. **b** L'augmentation de la pression hydrostatique dans les cellules cartilagineuses doit être attribuée en premier lieu à l'augmentation de résistance de la couche fibreuse périostique, entre-temps transformée fonctionnellement en un périchondre inextensible. Elle a entraîné une expansion progressive des cellules cartilagineuses. Ceci provoque un bombement et une augmentation de la tension du périchondre. Celle-ci à son tour accentue l'inclinaison du fragment supérieur à laquelle s'oppose le hauban du côté tendu (*Z*). Ce hauban s'est renforcé entre-temps. Ainsi l'expansion progressive des cellules cartilagineuses provoque une mise en tension rigide des fragments et leur mise au repos vis-à-vis de la sollicitation exercée

Fig. 14. Les forces hydrostatiques exercées sont reprises à l'échelle dans le schéma (coupe). Les forces qui agissent contre les fragments osseux et contre le front des coins spongieux sont désignées par *a*. A ces forces s'oppose la pression hydrostatique *b* dirigée contre le périchondre. En ce qui concerne son effet mécanique, le périchondre est représenté schématiquement par deux barres articulées, la pression hydrostatique par la force *b* qui s'exerce sur l'articulation. Si l'on décompose la force *b* en deux composantes agissant dans la direction des barres, on voit que la force de traction *c* appliquée au fragment supérieur (la seule indiquée), et qui tend à incliner celui-ci, exerce une action plusieurs fois plus grande que celle des deux forces de compression *a* exercées sur le fragment supérieur et qui tendent à redresser celui-ci. A la force de traction *c* s'oppose la force *d* dans le hauban (chaîne), de l'autre côté des fragments. Comme le hauban résiste à la traction, les fragments sont comprimés l'un contre l'autre et fixés dans leur position par une force qui correspond à peu près à la somme géométrique des forces de traction *c* et *d*

de l'os intact dans des circonstances statiques normales ou altérées. Il faut remarquer que le tissu osseux ne reprend *lui-même* la sollicitation qu'*après* la constitution de la première liaison osseuse. Ce n'est donc qu'alors que la fonction peut valablement exercer son influence modelante sur la construction de l'os. De nouveau la cellule elle-même est protégée contre toute sollicitation. Ne lui sont transmises que les déformations minimes et très limitées que subit l'os par sa sollicitation physiologique [6]. Celles-ci stimulent la formation d'os. Puisque les déformations élastiques de l'os présentent les mêmes caractères sous l'effet d'une sollicitation en traction ou en compression, l'achèvement et le remaniement du pont osseux ne dépendent pas de la qualité de la sollicitation, mais bien et exclusivement de la grandeur de celle-ci. Ils résultent de la combinaison des deux principes : aux endroits de grandes contraintes du tissu osseux est construit, aux endroits de petites contraintes ou de décharge du tissu osseux est résorbé, que les contraintes exercées soient de traction ou de compression. Ces principes conduisent nécessairement à la construction d'un treillis trajectoriel de tissu spongieux dans l'espace (sans croisillons obliques) et à une distribution du matériau dans la totalité de l'os, tendant à faire de celui-ci un solide d' égale résistance. La structure de la corticale par contre ne résulte pas de la sollicitation fonctionnelle de l'os. Les ostéons de la corticale suivent la direction des faisceaux de fibrilles du périoste qui servent de modèle au tissu osseux et qui sont orientés suivant les contraintes principales de traction. Celles-ci sont provoquées : 1) dans le périoste par la croissance de l'os; 2) du côté tendu du foyer de fracture. Elles sont aussi provoquées par le pouvoir de rétraction des fibrilles elles-mêmes. Par conséquent, les ostéons de la corticale représentent la «matérialisation» des trajectoires des contraintes de traction qui se produisent dans une enveloppe tendue. Ces trajectoires ne peuvent pas correspondre, en règle générale, au parcours des contraintes principales de traction qui sont provoquées dans l'os par la mise en charge, comme Benninghoff le conçoit. Le simple raisonnement le démontre [7].

La particularité du problème mécanique que la nature doit résoudre lors de la guérison de la fracture consiste en ce que le matériau de construction définitif, l'ostéon, ne peut être utilisé directement. En effet, la cellule du blastème ne peut pas devenir du tissu osseux à un endroit où la sollicitation méca-

[6] Les déformations que subit une cellule apposée à l'os, lors de la sollicitation de ce dernier, sont d'un ordre de grandeur très petit puisque les déformations élastiques de l'os sollicité sont extrêmement petites, même si l'on considère la plus grande déformation possible, à la limite de la fracture. Comme la limite d'élasticité proportionnelle de l'os se trouve proche de la limite de rupture, l'allongement proportionnel déterminant la grandeur de la déformation (tassement ou allongement) est égal au quotient :

$$\frac{\text{contrainte de rupture (sous une sollicitation en compression)}}{\text{module d'élasticité}} = \frac{15}{2000} = \frac{1}{133}$$

En d'autres mots, à la limite de la fracture, le tassement peut atteindre au maximum $\frac{1}{133}$ de la longueur initiale de l'os. L'allongement maximal revêt une valeur encore plus petite. Ceci vaut évidemment aussi bien pour la totalité de l'os que pour n'importe laquelle de ses parties, même la plus petite. Pour les cavités dans l'os, par exemple pour le diamètre d'un canalicule osseux, l'allongement proportionnel peut être plus grand mais ne peut atteindre qu'au maximum trois fois cette grandeur ($\frac{3}{133}$). Ceci signifie qu'un tube osseux peut tout au plus se rétrécir d'environ 2% de son diamètre. Dans son manuel d'anatomie humaine microscopique, Petersen écrit que même des petites altérations de forme de la totalité de l'os peuvent déjà entraîner des distorsions du même ordre de grandeur que les dimensions des canalicules, ceux-ci étant très petits. Cette conception est erronée. Comme, d'autre part, la grandeur de la sollicitation physiologique de l'os se situe loin en dessous de la limite de rupture – environ $\frac{1}{7}$ de la charge provoquant la fracture – une cellule se trouvant apposée à l'os ne subit, dans les circonstances normales, qu'un tassement ou un allongement d'environ $\frac{1}{1000}$ de sa longueur. La grandeur absolue de la déformation ayant un effet trophique doit donc atteindre à peu près $\frac{1}{20}\,\mu$ si l'on admet une longueur moyenne des cellules de $50\,\mu$. Ceci concorde avec la conception de Roux, d'après laquelle des «ébranlements moléculaires» – une désignation peu heureuse – représentent le stimulus fonctionnel pour la transformation des cellules adéquates en ostéoblastes.

[7] Je démontrerai cette conception dans un travail plus détaillé (voir dixième contribution).

nique s'exerce immédiatement sur elle. Par conséquent, il ne peut se créer d'abord qu'une liaison constituée d'éléments de construction capables de se former à partir de la cellule du blastème sous l'effet de la sollicitation exercée dans le foyer de fracture. Ces éléments de construction sont la fibre collagène de tissu conjonctif ne résistant qu'à la traction et la sphère cartilagineuse ne résistant qu'à la compression. *Ainsi, sous l'effet de la sollicitation, il se constitue d'abord une armature qui, par le biais d'une sélection forcée des contraintes par les tissus, reprend la sollicitation complexe en compression et en flexion exercée au niveau du foyer de fracture en ses contraintes normales de traction pure et de compression pure. C'est dans cette armature où règne la tranquillité que du tissu osseux est ensuite déposé.*

Cette armature présente une grande faiblesse du point de vue mécanique et ce fait revêt une importance fondamentale. Toute construction constituée d'éléments *ne résistant qu'à* la traction ou d'éléments *ne résistant qu'à* la compression ne peut présenter qu'une solidité *conditionnelle.* Elle reste fixe et tranquille sous une sollicitation de direction constante (fig. 15). Par conséquent, l'armature de tissu conjonctif et de tissu cartilagineux ne reste stable et tranquille que soumise à la sollicitation sous laquelle elle a été construite. Si des forces transversales, c.-à-d. des forces de cisaillement agissant latéralement, ou si des forces de directions opposées, par exemple de la compression du côté tendu, s'exercent additionnellement sur l'armature, la liaison primaire doit céder et subir des altérations morphologiques graves. On comprend ainsi que, sous l'effet intermittent d'une sollicitation en cisaillement ou d'un tassement du côté tendu, le remplissage de l'armature par du tissu osseux ne puisse pas se faire. Des forces de cisaillement, de même qu'un tassement intermittent, sont par



Fig. 15 a–c. Modèle illustrant la solidité d'une liaison constituée d'éléments de construction ne résistant qu'à la traction ou ne résistant qu'à la compression. **a** Les deux blocs superposés sur lesquels une force de compression s'exerce excentriquement sont reliés à gauche par des câbles, à droite par une sphère de caoutchouc interposée. A la flexion s'opposent du côté tendu les câbles tendus, du côté comprimé la sphère de caoutchouc. La liaison est fixe et au repos. **b** Si une force transversale (cisaillement) s'exerce additionnellement sur le bloc supérieur, la liaison entre les blocs est distordue vers la gauche (deux photographies sur la même plaque). Si la force de cisaillement est supprimée, la liaison reprend sa position initiale (changement de direction de la sollicitation). **c** Si une force intermittente de compression agit additionnellement du côté tendu par la flexion, les câbles tendus sont distordus de façon intermittente par tassement (sollicitation de sens opposés)


a


b

Fig. 16 a et b. Modèle illustrant l'effet de la flexion «dirigée» au niveau du foyer de fracture (fracture du radius). Sous l'action de la compression excentrique, le fragment supérieur s'incline vers la gauche. Aussi longtemps que le mouvement de ce fragment vers la gauche n'est pas empêché **(a)**, le disque de caoutchouc mousse reliant les fragments est sollicité purement en compression du côté gauche, purement en traction du côté droit. Si, par contre, le mouvement latéral du fragment supérieur vers la gauche est entravé par la barre parallèle **(b)**, l'extrémité inférieure du fragment supérieur est déplacée vers la droite avec la même force que celle qui presse l'extrémité supérieure contre la barre parallèle. Par conséquent, le disque de caoutchouc mousse est non seulement tassé du côté gauche et étiré du côté droit mais aussi distordu vers la droite (cisaillement)

conséquent les «nuisances» qui s'opposent à l'ossification. Si elles interviennent avec une grandeur suffisante, la liaison primaire de tissu précurseur joignant les fragments, l'armature conductrice, doit prendre un état permanent et *cet état permanent de l'armature conductrice est la pseudarthrose.*

Nous devons donc considérer la pseudarthrose comme un arrêt mécaniquement provoqué de la guérison de la fracture au stade de la liaison primaire constituée de tissu fonctionnel conjonctif et cartilagineux et non comme un défaut de différenciation. La capacité de construire du tissu osseux reste en principe conservée et ceci est important. La guérison doit donc pouvoir reprendre son cours et le tissu osseux recommencer ultérieurement à se construire si la sollicitation mécanique nuisible qui déforme l'armature de façon intermittente est éliminée.

Si cette hypothèse est juste, il faut alors démontrer :

1. que, dans les fractures qui présentent une tendance particulièrement grande à la pseudarthrose, des forces de cisaillement ou des forces de tassement s'exercent au niveau du foyer, particulièrement dans les fractures où existe un os parallèle.
2. que l'architecture histologique de la pseudarthrose correspond à la sollicitation. L'arrangement des éléments de construction dans l'espace doit concorder avec la localisation dans les tissus de l'action prédominante d'une compression pure (pression hydrostatique) ou d'une traction pure (étirement).
3. que la formation et la structure histologique de la néo-articulation trouvent leur explication dans les circonstances mécaniques.
4. que la constitution d'une forme articulaire régulière dans la pseudarthrose est conditionnée par la mécanique et
5. que la pseudarthrose peut guérir si l'on supprime exclusivement la sollicitation mécanique qui déforme l'armature conductrice de façon intermittente.

Et tout d'abord il faut montrer que, justement dans les fractures d'un os parallèle, des forces agissent qui distordent l'armature conductrice de façon intermittente.

Si l'on appuie excentriquement sur une barre au milieu de laquelle un disque de caoutchouc a été intercalé, cette barre s'infléchit (fig. 16). Si la moitié supérieure de la barre peut s'incliner latéralement sans aucun empêchement, le disque de caoutchouc est sollicité en compression pure du côté con-

cave, en traction pure du côté convexe. Mais si l'extrémité supérieure de la demi-barre bute contre une résistance lorsqu'elle s'incline, par exemple contre une deuxième barre, son extrémité inférieure est déplacée latéralement en direction opposée, ceci avec la même force que celle qui appuie l'extrémité supérieure contre la barre parallèle. En mécanique, ce type de flexion est appelé «flexion dirigée». Mais, particulièrement dans les fractures des os longs tubulaires, un ou les deux fragments s'inclinent contre la résistance de l'enveloppe musculaire ou de l'os parallèle. Dans ces cas, il y a donc toujours un effet de flexion dirigée. La force de cisaillement ainsi provoquée est d'autant plus grande qu'est plus grande la résistance s'opposant à l'inclinaison des fragments. Par conséquent, lorsque l'inflexion est dirigée par un os parallèle, des forces de cisaillement particulièrement grandes se produisent dans le foyer de fracture.

C'est d'une autre façon que l'inflexion est dirigée par le péroné dans une fracture isolée du tibia. L'extrémité supérieure du tibia est soutenue excentriquement par la tête du péroné et articulée avec celle-ci d'une façon élastique (fig. 17, 18). Par conséquent, le péroné empêche d'abord le glissement vers le bas du fragment tibial supérieur sous les à-coups de sollicitation et empêche ainsi le contact intime des surfaces fracturaires. Mais surtout, la tension musculaire ou la mise en charge provoque un pivotement du fragment supérieur autour de la tête du péroné à cause du support excentrique que celle-ci fournit à l'extrémité supérieure du tibia. Grâce à ce pivotement, les surfaces fracturaires sont déplacées latéralement l'une par rapport à l'autre et reprennent leur ancienne position après chaque à-coup de sollicitation. L'armature conductrice est ainsi déformée de façon répétée. Comme l'os intact empêche en outre le contact intime entre les surfaces fracturaires, l'extrémité du fragment supérieur peut pour ainsi dire osciller librement et n'est pas freinée par le frottement des surfaces fracturaires, comme par exemple une nacelle de balançoire est arrêtée par le frottement contre une planche que l'on soulève.



Fig. 17. Dans ce modèle simple, le fémur et le fragment proximal du tibia sont représentés ensemble par la barre incurvée (Ceci se justifie puisque des ligaments empêchent les mouvements de côté de l'articulation du genou). Le péroné est relié élastiquement à l'extrémité supérieure du tibia. Il est représenté par la mince barre fixe. Il est articulé par une charnière à la barre incurvée à hauteur de ce qui correspond à l'articulation du genou. La force de compression agissant sur la barre incurvée (tête du fémur) entraîne une rotation de celle-ci autour de l'extrémité supérieure de la barre étroite représentant le péroné. Il en résulte un déplacement transversal des surfaces fracturaires l'une par rapport à l'autre et une distorsion vers la gauche (cisaillement) du disque de caoutchouc mousse intercalé (cal)



Fig. 18. L'expérience sur modèle montre que la force de compression due à la tension musculaire et agissant sur l'extrémité supérieure du tibia a le même effet que la charge exercée sur la tête du fémur (fig. 17). La tension de la musculature entraîne aussi une rotation de l'extrémité supérieure du tibia autour de la tête du péroné, dans le sens des aiguilles d'une montre. Comme le fragment supérieur est en même temps poussé quelque peu vers le bas, sa surface fracturaire se déplace latéralement sous compression, contre la surface fracturaire inférieure. Du fait de la rotation du fragment supérieur autour de la tête du péroné, le trait de fracture doit se fermer du côté droit et par contre s'ouvrir quelque peu du côté gauche. Lors de la décharge, les fragments reprennent leur position initiale

L'effet thérapeutique d'une résection de l'os parallèle provient avant tout de l'élimination des forces de cisaillement qui déforment l'armature conductrice de façon intermittente. Le rapprochement des surfaces fracturaires qui en résulte ne revêt qu'une importance secondaire.

Comme le montre le modèle (fig. 15 c), l'armature conductrice peut encore être déformée si une force de direction opposée, c.-à-d. une compression, agit de façon intermittente sur les fibrilles de tissu conjonctif tendues formant le hauban et tasse ainsi ces fibrilles. Je le démontrerai aussi en utilisant l'exemple d'une fracture isolée du tibia (fig. 19). L'action de l'os gêneur a été éliminée par résection et, pour favoriser la formation du cal, on a fourni un appareil orthopédique de jambe fixant la cheville. En position couchée, la musculature, le triceps, tend à infléchir le tibia convexité en avant (fig. 20). Par conséquent, un hauban constitué de fibrilles de tissu conjonctif tendues doit se constituer à la partie antérieure de la fracture tibiale. Lors de la marche avec l'appareil orthopédique fixant la cheville, le tibia est infléchi convexité en arrière au niveau du foyer de fracture, durant le déroulement du pied (fig. 21). Les fibres collagènes tendues du hauban sont donc sollicitées en compression de façon répétée. Elles sont tassées. La déformation intermittente de l'armature conductrice devait empêcher le dépôt de tissu osseux.

Je dois montrer maintenant que la structure histologique de la pseudarthrose concorde avec la sollicitation du foyer de fracture. Dans ce but, je choisirai aussi l'exemple d'une pseudarthrose du tibia (fig. 22). La compression exercée sur l'extrémité supérieure du tibia mobilise la surface fracturaire du fragment supérieur un peu vers la gauche et vers le bas, à chaque à-coup de sollicitation (fig. 18). Le blastème se trouvant dans l'espace interfragmentaire est ainsi sollicité en cisaillement et en légère compression. Le déplacement latéral provoque un étirement transversal du blastème. Des faisceaux de fibrilles doivent donc se développer. Elles relient les fragments et leur orientation correspond à la direction de l'étirement. A la suite du pivotement du fragment supérieur autour de la tête du péroné, la surface fracturaire de ce fragment remonte à gauche lors du déplacement transversal. Le trait s'élargit de ce côté et se rétrécit de nouveau lors du retour à la position initiale (fig. 18). Ainsi les faisceaux fibrillaires construits dans la partie gauche du trait de fracture ne sont pas seulement distordus transversalement mais en outre ils sont tassés en direction verticale de façon répétée. Ils sont ainsi sollicités comme les soies d'une balayette que l'on refoule

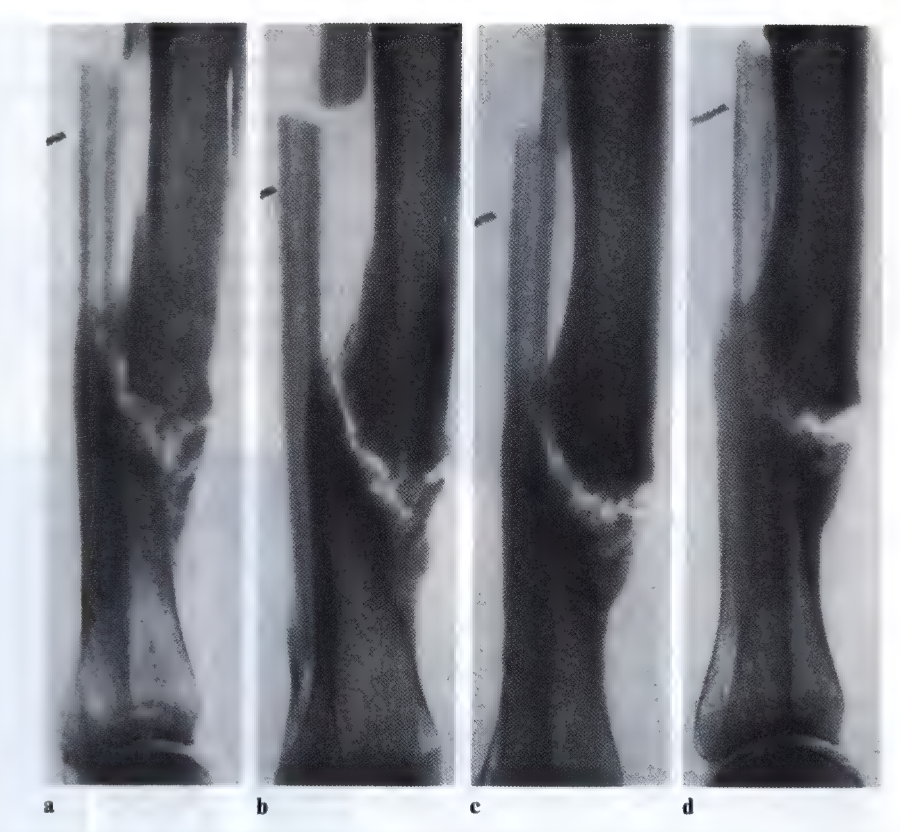


Fig. 19 a–d. La radiographie **(a)** montre une fracture oblique du tibia qui, 6 semaines auparavant, a subi un fractionnement selon Kirschner en même temps qu'une opération de Matti. Auparavant, les mesures thérapeutiques suivantes avaient déjà été appliquées, suivies chaque fois de «sollicitation fonctionnelle» en plâtre de marche ne prenant que la jambe : traction continue 4 semaines; plâtre 4 semaines; sollicitation fonctionnelle en botte plâtrée de marche 6 mois; forage de Beck, repos au lit 14 jours; sollicitation fonctionnelle en botte plâtrée de marche 9 mois; résection de l'os parallèle, plâtre 4 semaines; sollicitation fonctionnelle en botte plâtrée de marche 5 mois. Le fractionnement de Kirschner combiné à l'opération de Matti fournit les conditions favorables à une consolidation osseuse. Si, malgré tout, on n'obtint pas la guérison mais au contraire la progression de la pseudarthrose, seule la «sollicitation fonctionnelle» en botte plâtrée de marche peut en être rendue responsable. Elle avait été commencée 6 semaines après l'opération. L'utilisation ultérieure, 5 mois plus tard, d'un appareil orthopédique de jambe fixant la cheville entraîna la même sollicitation au niveau du foyer de fracture (voir fig. 21). Les radiographies **(b–d)** montrent clairement l'effet du tassement intermittent de l'armature conductrice du côté tendu, provoqué par la sollicitation fonctionnelle dans l'appareil orthopédique. L'élargissement progressif du trait du côté antérieur du tibia est caractéristique. La forme articulaire de la pseudarthrose qui se développe démontre que simultanément un déplacement intermittent des fragments a lieu (glissement rotatoire)

avec la paume de la main. A cette sollicitation correspond l'architecture du tissu de pseudarthrose. Les fragments sont reliés entre eux par des faisceaux de fibrilles orientés (fig. 24). Dans la partie droite du trait de fracture (fig. 24 a), où le déplacement est presque parallèle à la surface fracturaire inférieure, les faisceaux de fibrilles forment des S typiques. Ils sont ainsi à peu près parallèles aux surfaces fracturaires dans la partie centrale du foyer de fracture. Dans la partie gauche de celui-ci (fig. 24 b), ils montrent en outre de façon distincte l'effet du tassement. Ils bombent des deux côtés.

Au milieu du tissu de pseudarthrose, le déplacement transversal atteint son maximum,

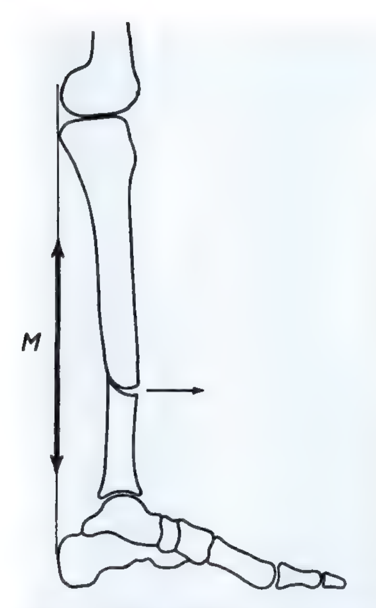


Fig. 20. La mise sous tension de la musculature du mollet *M* entraîne au niveau du foyer de fracture une inflexion du tibia convexité vers l'avant. Ceci provoque une ouverture du trait de fracture à la partie antérieure du tibia. Comme le blastème est ici sollicité en traction, une première liaison (armature conductrice) doit se constituer dans la partie antérieure de la fracture, par des fibrilles orientées dans la direction de la traction

comme le montre le parcours en S des fibres. Par conséquent, les cellules de réserve subissent ici aussi de forts allongements. L'image histologique montre, dans la zone centrale de la pseudarthrose, exclusivement des cellules de tissu conjonctif allongées entre les faisceaux de fibrilles (fig. 25). Immédiatement au voisinage des fragments osseux par contre, le déplacement transversal est presque nul. Cela ressort du fait que les faisceaux fibrillaires s'implantent dans les fragments presque à angle droit. Par conséquent, immédiatement au voisinage des fragments, la composante de compression pure de la sollicitation s'exerce plus fortement sur les cellules de réserve. L'image histologique montre de nombreuses cellules encapsulées entre les faisceaux de fibrilles (fig. 26) dans la zone de tissu de coloration bleuâtre au voisinage des fragments. En concordance avec l'histogenèse causale que nous avons décrite, des cellules de tissu conjonctif allongées et des fibrilles se sont donc formées aux endroits du tissu de pseudarthrose où prédomine l'action de la composante de traction pure de la sollicitation complexe. Immédiatement au voisinage des fragments osseux, où prédomine l'action de la composante de compression pure, ce sont des cellules encapsulées typiques ou des sphères cartilagineuses qui se sont constituées. Les deux éléments de construction se sont édifiés à un endroit où ils ne sont pas prévus dans le plan de construction du corps. On ne peut donc douter qu'ils se soient développés sous l'effet de la sollicitation mécanique.



Fig. 21. Comme le montre le modèle, lors de la marche avec un appareil orthopédique de jambe fixant la cheville, le tibia est infléchi convexité vers l'arrière. Par conséquent, à chaque pas, l'armature conductrice est maintenant sollicitée en compression à la partie antérieure du tibia. Ceci entraîne un tassement longitudinal des fibrilles de l'armature, orientées dans la direction de la traction (Le modèle montre l'influence de l'appareil orthopédique sur la sollicitation du tibia de façon correcte, si même la réalisation de cette action est plus compliquée que ce qu'elle paraît dans l'expérience sur modèle. Les détails seront discutés dans un autre travail)



Fig. 22

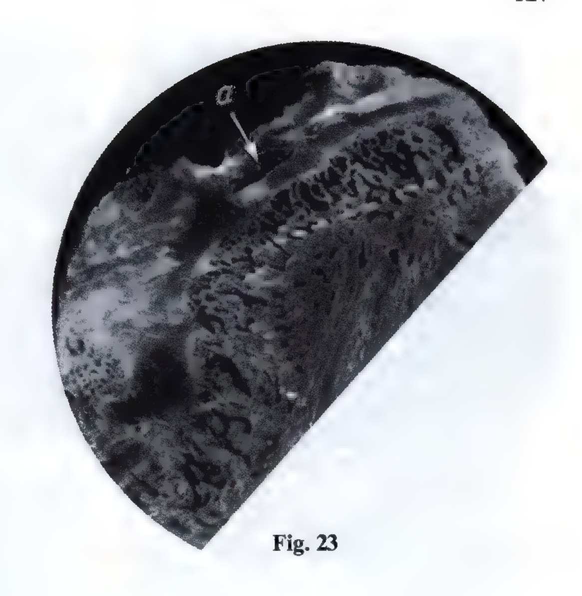
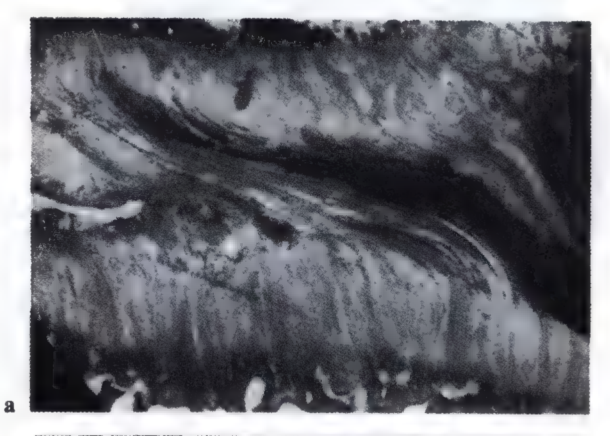


Fig. 23



a



b

Fig. 24

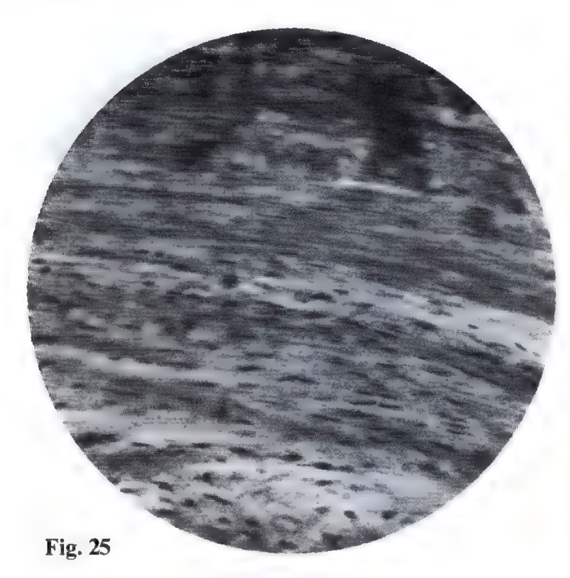


Fig. 25

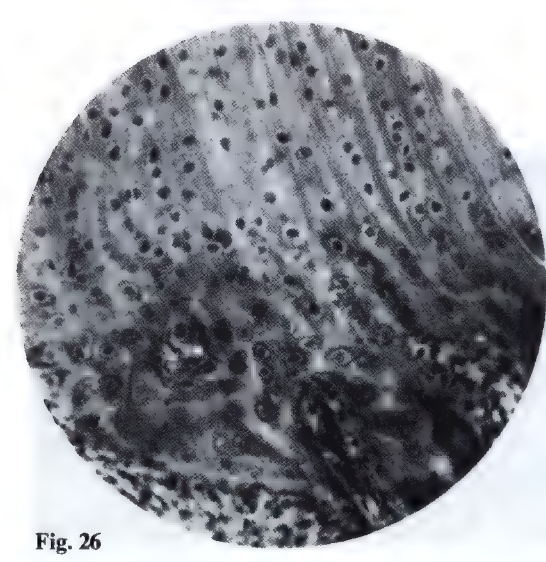


Fig. 26

Une comparaison du tissu de pseudarthrose avec le tendon rendu coulissant expérimentalement montre une concordance évidente entre les structures histologiques. Si l'on s'imagine la bande de pseudarthrose coupée en long par son milieu, on obtient deux bandes de tissu dont chacune subit grosso modo la même sollicitation que le tendon rendu coulissant de façon expérimentale (fig. 27). Sur le fulcrum et au voisinage des fragments, la compression prédomine dans le tissu. Vers le bord libre, elle diminue dans un cas comme dans l'autre. Ce n'est que dans la zone où la compression prédomine que se situent des cellules encapsulées, dans le tendon coulissant comme aussi dans la bande de pseudarthrose. Alors que, dans cette zone du tendon coulissant, du «cisaillement» [8] se surajoute à la compression, dans le tissu de pseudarthrose immédiatement au voisinage des fragments, il n'y a pas de «cisaillement» mais uniquement de la compression agissant sur les cellules. Il apparaît donc que la formation de cellules encapsulées doit être attribuée exclusivement à l'action de la compression et non au «cisaillement», comme PLOETZ l'admet en s'appuyant sur ROUX.

Sous l'effet d'une sollicitation complexe, ce n'est que la composante (compression ou traction) dont l'action prédomine sur la cellule qui exerce une influence modelante sur la construction du tissu. Si cette hypothèse est juste, une modification de la distribution des contraintes dans la pseudarthrose doit aussi entraîner un changement correspondant dans la formation tissulaire. La zone intermédiaire montre dans sa partie supérieure une fente. Celle-ci n'est certainement apparue que secondairement car on peut encore reconnaître distinctement les faisceaux fibreux déchirés (fig. 23). Du fait de l'existence de cette fente, les masses tissulaires y glissent l'une sur l'autre lors du déplacement des fragments. D'autre part, comme dans la fente on trouve toujours un liquide favorisant le glissement, le frottement apparaissant lors de celui-ci est extrêmement petit. Par conséquent, les masses tissulaires délimitant la fente ne s'entraînent plus l'une l'autre lors du déplacement. Il ne subsiste donc plus de force de distorsion transversale, c.-à-d. plus d'étirement, mais seulement la composante

---

[8] Dans le sens de ROUX: «un déplacement dans des couches situées parallèlement les unes aux autres». Les relations de cause à effet que ROUX croit reconnaître entre «cisaillement» et formation de tissu reposent sur une conception qui heurte les lois de la mécanique. Finalement la formation de tissu ne dépend ni de la qualité des forces extérieures agissant sur le blastème ni de la qualité des contraintes agissant dans une direction déterminée mais bien, et exclusivement, de l'ensemble de l'état de contrainte ou de distorsion que celles-ci provoquent dans les cellules du blastème. Je reviendrai sur ceci plus en détail dans un autre travail (voir dixième contribution).

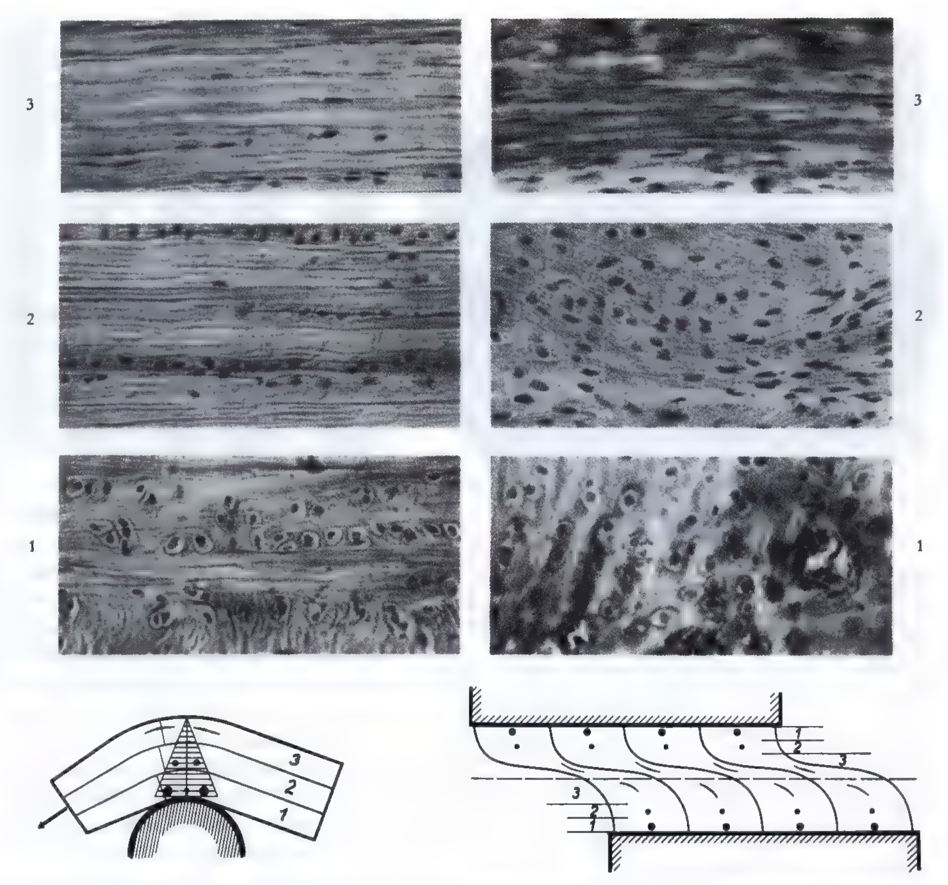


Fig. 27. Les schémas indiquent la situation des images microscopiques dans un tendon direct amené à contourner un fulcrum (à gauche) et dans un tissu de pseudarthrose coupé en deux suivant sa longueur (à droite). Immédiatement au voisinage du fulcrum et de l'extrémité des fragments osseux (1), où des contraintes de compression hydrostatiques exercent leur effet, se trouvent des cellules encapsulées typiques, aussi bien dans le tendon (à gauche) que dans le tissu de pseudarthrose (à droite). Au bord libre du tendon et au milieu du tissu de pseudarthrose, où il n'y a pas de contraintes de compression hydrostatique mais uniquement des contraintes de traction, se trouvent des cellules tendineuses fusiformes (3). Entre ces deux zones, les cellules situées entre les faisceaux de fibrilles montrent des formes de transition analogues (2). L'agrandissement est le même pour le tendon et pour le tissu de pseudarthrose

de compression pure de la sollicitation complexe. Les masses tissulaires délimitant la fente subissent par conséquent une compression pure qui doit imposer son influence modelante aux cellules. L'image histologique confirme entièrement cette hypothèse. (Fig. 28). Toutes les masses tissulaires constituées de fibres collagènes et délimitant la fente s'étaient développées, avant l'apparition de cette dernière, stimulées par les contraintes de traction. Elles présentent une dégénérescence hyaline. Au lieu de cellules tendineuses allongées, on trouve partout des cellules richement encapsulées ou des sphères cartilagineuses jusqu'aux limites de la fente. A certains endroits, dans le tissu délimitant celle-ci, se trouve un vrai «matelassage» de cellules encapsulées, comme on en observe toujours dans le tendon coulissant normalement ou rendu tel expérimentalement. Dans une petite zone au niveau de la fente, le tissu cartilagineux est déjà considérablement calcifié. Comme le démontre l'image histologique, après la formation de la fente, l'édification tissulaire s'est transformée et, sous l'effet de la compression, les élé-

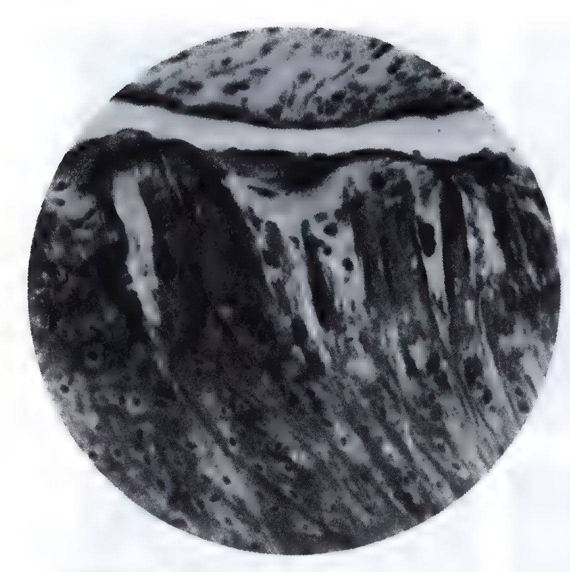
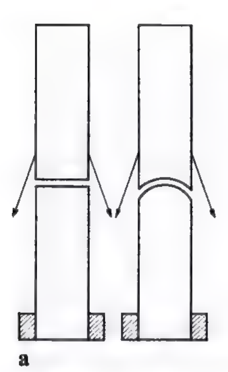
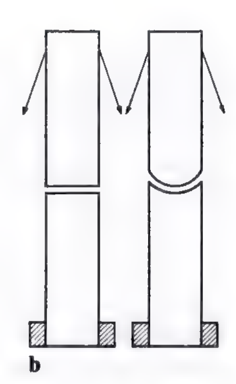


Fig. 28. Image en miroir

ments de construction adéquats se sont développés. Il s'agit de cellules encapsulées et de sphères cartilagineuses. Ainsi s'explique le mécanisme de la formation de la néo-articulation, c.-à-d. le recouvrement des extrémités fracturaires par une couche de cartilage hyalin. Tout d'abord la fente apparaît. Elle provient du déplacement dans le foyer de fracture. A cause d'elle, seule la composante de compression pure de la sollicitation complexe peut encore agir sur le tissu à son niveau. Ceci entraîne la formation de tissu cartilagineux. La composante de traction pure s'épuise dans le mouvement de glissement et ne peut plus exercer aucune action notable sur le tissu délimitant la fente.





a **b**

Fig. 29

Je dois encore démontrer que c'est la mécanique qui provoque la constitution de la forme articulaire dans les pseudarthroses. Ici il faut entrer dans quelques détails car Bier rejette la théorie mécanique. D'après lui, la constitution d'une articulation dans la pseudarthrose, «défie toute explication». D'autre part, la forme de l'articulation pseudarthrosique contredit la loi de Fick dans de nombreux cas.

L'explication du développement mécanique des formes articulaires anatomiques est donnée par la loi que Fick a définie en se basant sur ses expériences d'usure de bâtons de plâtre. Fick superposait deux bâtons de plâtre et, à l'aide de deux cordes, inclinait le supérieur alternativement d'un côté et de l'autre. Si les cordes étaient attachées au bâton de plâtre immédiatement au dessus de l'articulation, la cavité se formait dans le bâton supérieur mobile, la tête articulaire dans le bâton inférieur fixe (fig. 29 a). Si les cordes de traction étaient attachées loin de l'articulation, la tête articulaire se développait inversement dans le bâton supérieur mobile et la cavité dans le bâton inférieur (fig. 29 b). La contradiction qui existe souvent entre la loi de Fick et la forme de l'articulation pseudarthrosique m'a poussé à reprendre les expériences par usure et à les vérifier. Lorsque les cordes de traction étaient attachées loin de l'articulation, les résultats de l'expérimentation furent surprenants et instructifs.

Dans une première série d'expériences, il ne se forma aucune articulation régulière avec tête et cavité mais une articulation comportant deux têtes articulaires (fig. 30 a). Dans une deuxième série d'expériences, j'entourai l'articulation d'une mince gaine de caoutchouc, ce que fit Fick dans toutes ses expériences, pour empêcher un déplacement des bâtons au niveau de l'articulation, lors du mouvement. Alors une articulation régulière se développa chaque fois avec une tête et une cavité, correspondant à la loi de Fick (fig. 30 b).

Le raisonnement théorique suivant fournit l'explication de ce résultat surprenant de prime abord (fig. 31). La traction oblique p agit avec une composante de rotation s et une composante de compression d. La force de tassement d s'exerce sur l'extrémité du bâton, au niveau de l'articulation, avec une composante de compression pure k et une

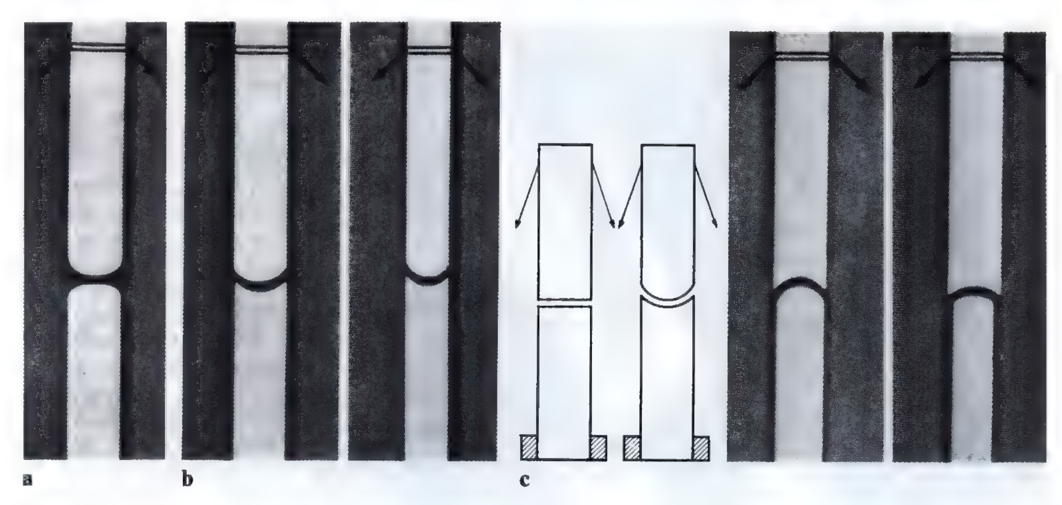


Fig. 30

composante *r* qui tend à déplacer vers la gauche l'extrémité inférieure du bâton. L'effet de la composante de déplacement *r* est supprimé par le frottement dans la première série d'expériences. Par conséquent, il ne se produit qu'un basculement du bâton sans déplacement transversal. Ceci entraîne une usure égale des quatre coins. Il se forme une articulation à deux têtes. Dans la deuxième série d'expériences, la gaine de caoutchouc augmente l'effet de déplacement de la composante *r*. Il en résulte, lors de l'inclinaison, un déplacement de l'extrémité du bâton supérieur sur la surface supérieure du bâton inférieur. Le coin en appui du bâton de plâtre supérieur glisse sous une pression croissante sur la surface supérieure du bâton inférieur jusqu'au milieu de celui-ci. Il s'use donc par frottement et, en même temps, la surface de l'extrémité du bâton lui faisant face se creuse. L'usure par frottement durant le glissement provoque, lors du mouvement alternatif, une tête articulaire à l'extrémité du bâton supérieur, une cavité à l'extrémité du bâton inférieur.

Dans une troisième série d'expériences, j'ai choisi un bâton de plâtre inférieur fixe un peu plus étroit, contrairement à Fick qui n'utilisa pour ses expériences que des bâtons de plâtre d'égale largeur. Maintenant, de façon surprenante, la cavité se forma dans le bâton supérieur et la tête articulaire dans le bâton inférieur. Il s'agit donc d'une forme articulaire directement opposée à la loi de Fick (fig. 30 c). L'édification de cette forme articulaire inversée provient de ce que, dans cette expérience, la surface du bâton supérieur se déplace transversalement sur les coins du bâton inférieur.

Les résultats de mes expériences d'usure démontrent donc que : 1) une articulation régulière avec tête et cavité ne se forme que si un déplacement transversal des bâtons l'un par rapport à l'autre prend place au niveau

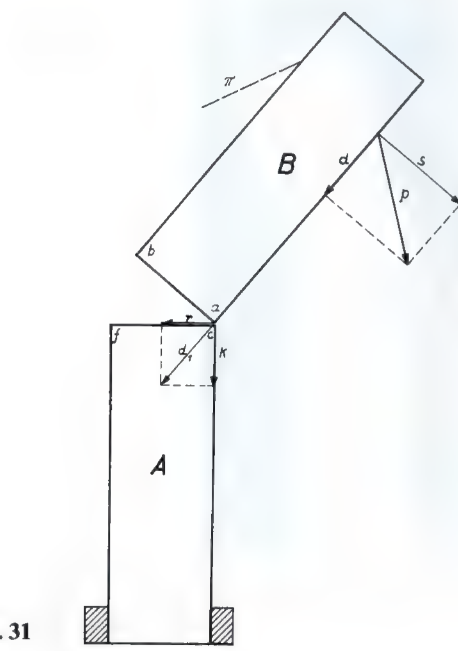


Fig. 31



a



b

Fig. 32 a et b. a La radiographie montre clairement la résorption du coin droit à l'extrémité du fragment supérieur. Lors de l'inclinaison intermittente du fragment vers la droite, ce coin s'appuie sur la surface supérieure du fragment inférieur et est fortement sollicité en compression et en flexion. **b**) L'expérience photo-élastique montre que de très grandes contraintes se produisent dans le coin en appui. Elles sont beaucoup plus grandes que les contraintes provoquées à la surface du fragment inférieur par la compression du coin. L'ordre des isochromes (lignes noires) indique la grandeur des contraintes

de l'articulation; 2) l'extrémité articulaire qui devient la tête de l'articulation est celle dont les coins glissent sur l'extrémité de l'autre bâton de plâtre lors de l'inclinaison alternative, indépendamment du lieu d'application des forces mobilisatrices, loin ou près de l'articulation et 3) une forme articulaire opposée à la loi de FICK ne contredit pas son origine mécanique.

La fracture présente généralement des conditions très analogues à celles des expériences par usure. Le fragment supérieur s'appuie très souvent par un coin sur la surface fracturaire inférieure. Le coin en appui est aussi quelque peu déplacé sur la surface fracturaire inférieure lors des à-coups de sollicitation, du fait de la «flexion dirigée». Cependant le mécanisme des expériences d'usure ne peut pas être transposé directement à la fracture parce que les fragments ne sont pas constitués d'un matériau qui peut être usé par frottement, parce que le déplacement au niveau du foyer de fracture n'est que minimal et parce qu'en outre une mince couche de tissu mou se trouve le plus souvent entre les fragments et empêche le frottement. Mais le coin du fragment supérieur est, dans tous les cas, sollicité fortement en flexion par la compression, de sorte que de très grandes contraintes s'y produisent (fig. 32). Une sollicitation anormalement grande provoque, c'est connu, la résorption de tissu osseux. Il est donc compréhensible que du tissu osseux soit résorbé au coin en appui et qu'en conséquence ce coin s'arrondisse graduellement (fig. 32). L'autre coin du fragment supérieur peut être aussi sollicité de façon analogue. Le faisceau fibreux du hauban qui s'y attache le sollicite de façon considérable en fle-

Fig. 33. Modèle montrant que le coin droit en appui est sollicité en compression. Le coin gauche soulevé est sollicité en flexion par le hauban

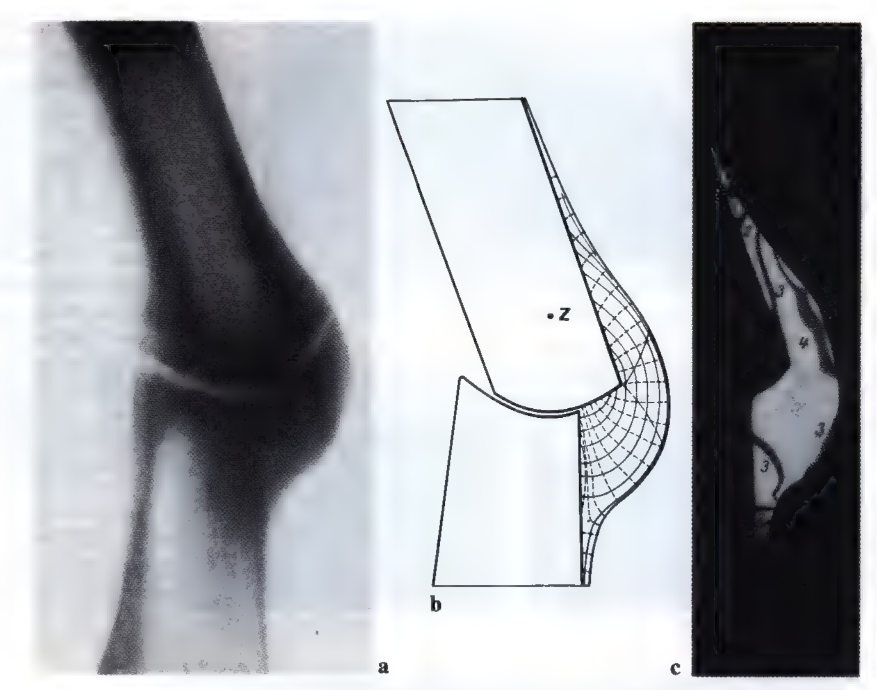


Fig. 34 a–c. a Pseudarthrose avec configuration articulaire après une fracture du fémur précocement mise en charge. **b** Trajet des lignes de contraintes principales mis en évidence par la photo-élasticité (trajectoires de compression et de traction) de même que les deux lignes principales de cisaillement dans le cal. **c** Le réseau d'isochromes montre que, dans la zone correspondant à la ligne principale de cisaillement supérieure, de plus grandes contraintes apparaissent que dans la zone de la ligne principale de cisaillement inférieure. L'isochrome de 4ème ordre coupe la ligne principale supérieure de cisaillement, celui de 3ème ordre l'inférieure

xion, par la traction qu'il exerce lors de l'inclinaison progressive du fragment (fig. 33). Ainsi la formation de la tête articulaire par perte de substance aux deux coins trouve une explication naturelle dans la réaction, démontrée, du tissu osseux à une sollicitation anormalement grande.

Contrairement à la formation de la tête articulaire, celle de la cavité ne peut pas être attribuée à une perte de substance au centre. D'abord, les contraintes provoquées sur la surface fracturaire inférieure par la pression du coin qui s'y appuie sont beaucoup plus petites que les contraintes dans le coin lui-même. L'analyse du modèle photo-élastique le démontre (fig. 32). En outre, lors du glissement, la pression du coin se distribue sur une petite zone de la surface fracturaire inférieure. Comme, d'autre part, la bande de tissu mou interposé reprend le déplacement, la surface fracturaire inférieure ne subit pas de frottement mais uniquement une compression fonctionnelle pure de grandeur supportable. Or la compression fonctionnelle ne provoque pas une résorption de tissu osseux. Au contraire, elle entraîne un dépôt de tissu osseux sur les travées osseuses en charge du fragment inférieur. Ceci mène à la formation d'une plaque de support reprenant la compression et à la fermeture de la cavité médullaire. La cavité articulaire ne peut donc se produire par résorption de tissu osseux au milieu de la surface fracturaire. Il ne reste qu'une possibilité. La cavité articulaire doit se constituer par édification de tissu osseux à sa périphérie. Cette présomption est confirmée par l'analyse de la sollicitation du cal périostique au niveau du foyer de fracture. A cause de la flexion dirigée, l'inclinaison du fragment supérieur vers la gauche entraîne dans le foyer de fracture un glissement rotatoire de ce fragment autour d'un centre situé à peu près en *Z* (fig. 34 a). Ainsi la portion de cal périostique cartilagineux recouvrant le

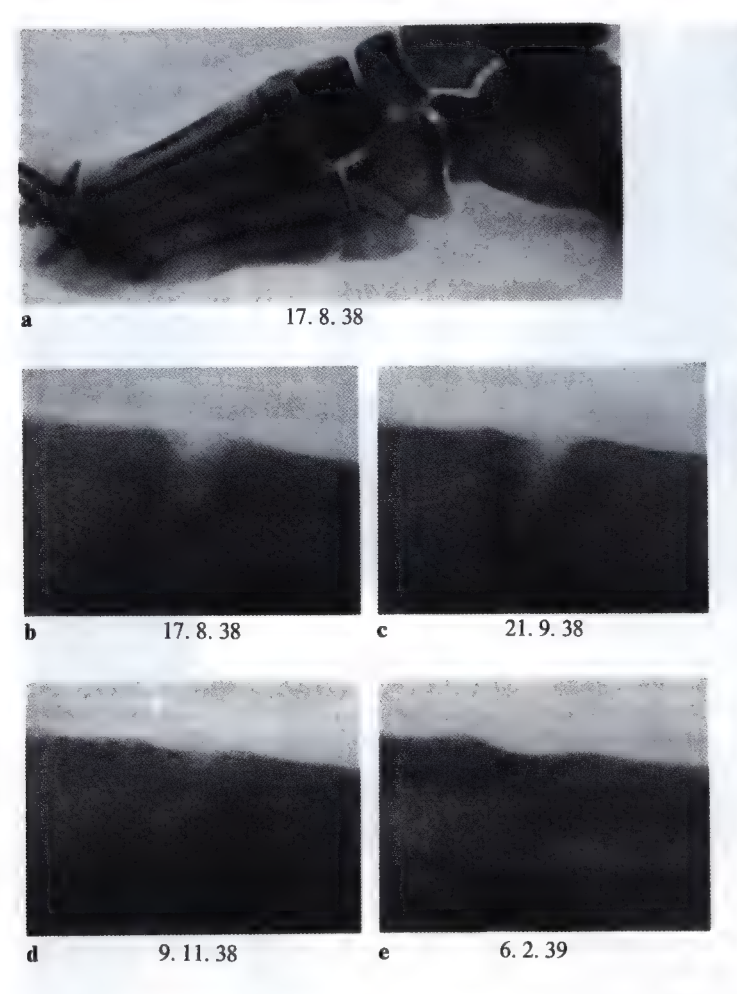


Fig. 35 a–e. **a** Fracture transversale de la base du cinquième métatarsien, 8 mois après l'accident. La fracture n'a été maintenue au repos en plâtre que durant 3 semaines. **b** Le cal est flou et n'est pas continu. **c** Après mise au repos en plâtre et au lit durant 5 semaines, l'armature conductrice (hauban) n'a plus été distordue de sorte que du tissu osseux a pu se déposer entre les fibrilles orientées. **d** et **e** La sollicitation fonctionnelle de la liaison osseuse primitive qui a suivi a entraîné une apposition additionnelle de tissu osseux

fragment supérieur se déplace vers le haut et vers la droite, pour ainsi dire le long du cal accroché au fragment inférieur. Par conséquent, lors de chaque à-coup de sollicitation, l'armature conductrice est distordue suivant cette ligne arquée correspondant au cisaillement principal. Dans cette zone étroite, du tissu osseux ne peut pas se déposer. Il se produit donc une division du cal osseux telle que la partie inférieure de celui-ci construit le bord de la cavité alors que sa partie supérieure complète la tête articulaire ébauchée par résorption.

L'analyse photo-élastique [9] confirme cette explication. D'abord, grâce à un modèle du cal en celluloïd, soumis à une sollicitation analogue et examiné en lumière polarisée linéaire, on détermina le trajet des contraintes

[9] Le procédé de recherche photo-élastique est un moyen remarquable pour s'orienter quant à la grandeur et à la direction des contraintes dans l'os et dans le cartilage. C'est Gebhardt qui le premier a appliqué ce procédé pour déterminer les trajectoires, c.-à-d. les lignes de contraintes principales dans le cartilage épiphysaire. Mais, à cause d'une interprétation erronée de son expérience, il devait en tirer des conclusions incorrectes. Je reviendrai sur ceci aussi en détail à un autre endroit (voir dixième contribution). Un certain inconvénient du procédé consiste en ce qu'il n'indique pas immédiatement la grandeur des contraintes principales mais uniquement la différence entre les axes principaux des ellipses des contraintes et des déformations. Mais précisément ce défaut s'avère favorable pour la réponse à la question fondamentale : jusqu'où une sollicitation mécanique peut-elle exercer une influence modelante sur les cellules à potentialités multiples?

principales apparaissant dans le cal, c.-à-d. les trajectoires de compression et celles de traction. Dans cette image trajectorielle, on inscrivit les deux lignes principales de cisaillement qui partent du foyer de fracture et coupent les faisceaux de trajectoires à 45° (fig. 34 b). Ensuite, par l'analyse d'un modèle en plastique (Dekorit) examiné en lumière polarisée circulaire, on mit en évidence la distribution des contraintes de cisaillement maximales dans le cal (fig. 34 c). Non seulement la zone claire de la radiographie correspond au trajet de la ligne principale de cisaillement supérieure mais aussi les contraintes de cisaillement de loin les plus grandes se produisent le long de cette ligne. C'est donc suivant la ligne principale de cisaillement supérieure que le déplacement doit s'effectuer et non suivant l'inférieure. Et si le cisaillement peut s'exercer librement suivant cette ligne, le reste du cal en est exempt, de sorte que le dépôt de tissu osseux peut se faire aux deux côtés de la ligne principale de cisaillement supérieure.

Et voici enfin quelques cas cliniques démontrant que la guérison de la fracture peut reprendre son cours et la pseudarthrose disparaître par l'élimination *exclusive* de la sollicitation nuisible, qui distord l'armature conductrice de façon intermittente.

Dans les deux premiers cas (fig. 35 et 36), choisis comme exemples typiques parmi une série de cas analogues, le retard de consolidation ou la pseudarthrose était certainement provoqué ou entretenu par «sollicitation fonctionnelle». Le traitement a consisté exclusivement en la pose d'un plâtre avec repos au lit. Après 1 à 3 mois, la première liaison osseuse continue s'était constituée, non seulement dans les cas décrits mais aussi dans tous les autres. La «sollicitation fonctionnelle» ultérieure conduisit rapi-

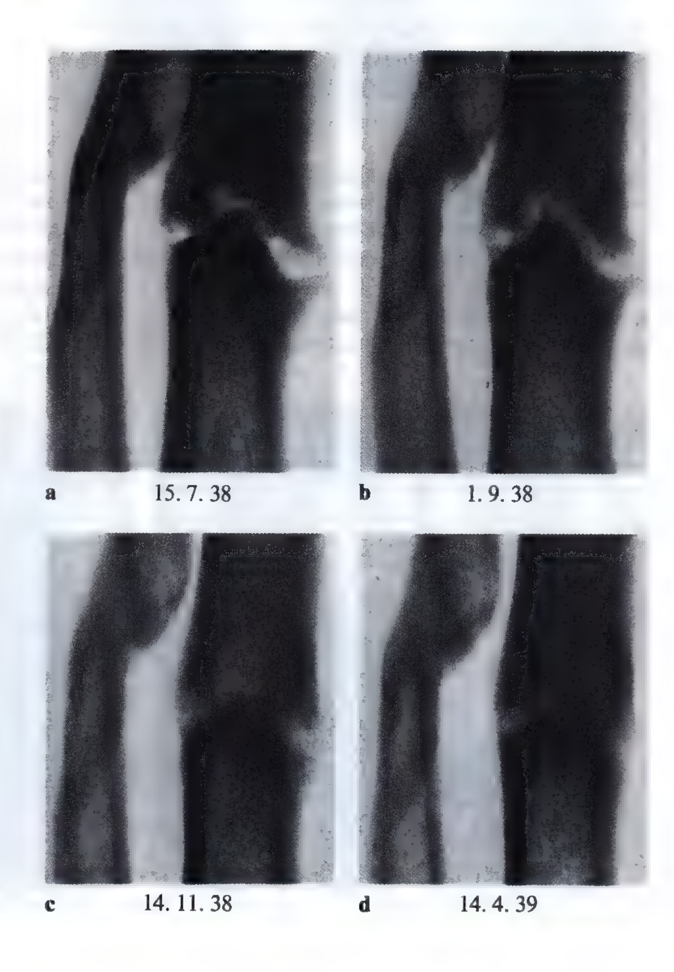
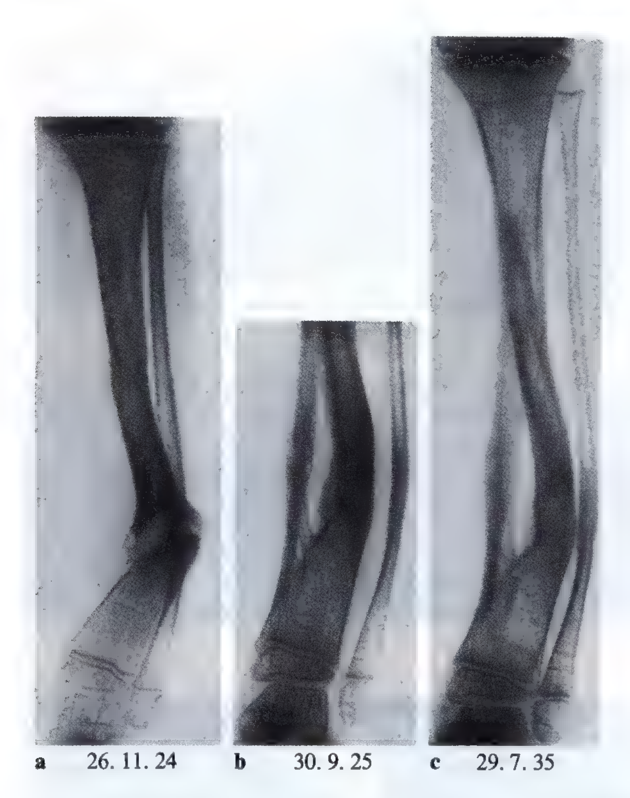


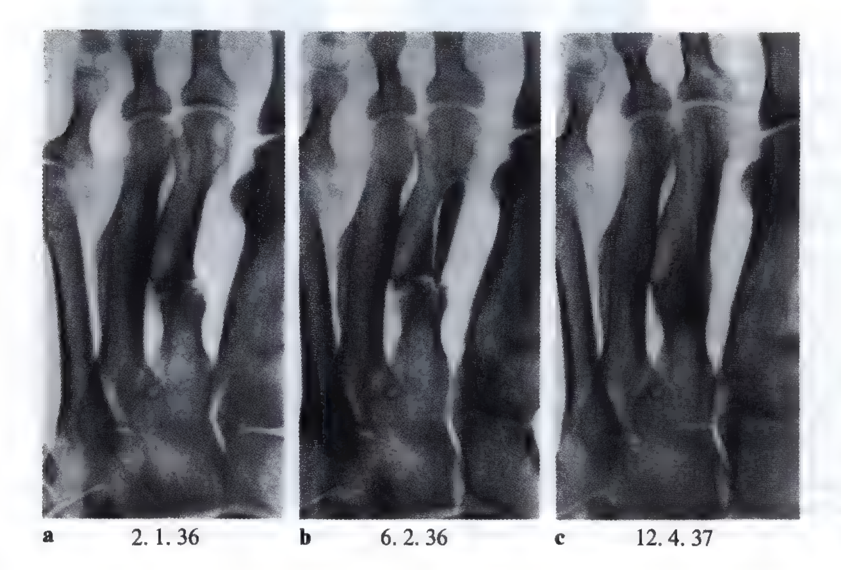
Fig. 36 a–d. a Fracture de jambe compliquée, deux ans après l'accident. La fracture traitée par traction continue sur broche a été sollicitée fonctionnellement de façon précoce, d'abord en botte plâtrée de marche, ensuite en appareil orthopédique de jambe fixant la cheville. **b** Après 6 semaines de repos en plâtre et au lit, un pont osseux ténu, développé du côté de la flexion (compression), relie les fragments. **c** Après 6 semaines supplémentaires de repos, le trait de fracture est rempli de tissu osseux du côté de la flexion et, du côté de l'extension (hauban), un mince pont continu s'est formé. **d** La sollicitation fonctionnelle ultérieure, sans bandage, a favorisé la consolidation osseuse



a 26. 11. 24 b 30. 9. 25 c 29. 7. 35 **Fig. 37**

dement à une guérison complète, car maintenant un cal osseux reprenait la sollicitation et la sollicitation fonctionnelle provoquait l'apposition de tissu osseux dans un cal en charge.

Dans les deux cas suivants (fig. 37 et 38) que SCHLÖSSMAN, Bochum, a mis à ma disposition, la sollicitation nuisible de la pseudarthrose fut éliminée opératoirement. SCHLÖSSMAN réalisa pour la première fois le pontage par un greffon dans le cas fig. 37 car il croyait incurable cette pseudarthrose de jambe chez un enfant qui avait déjà été opéré deux fois sans succès. C'est pourquoi il



a 2. 1. 36 b 6. 2. 36 c 12. 4. 37 **Fig. 38**

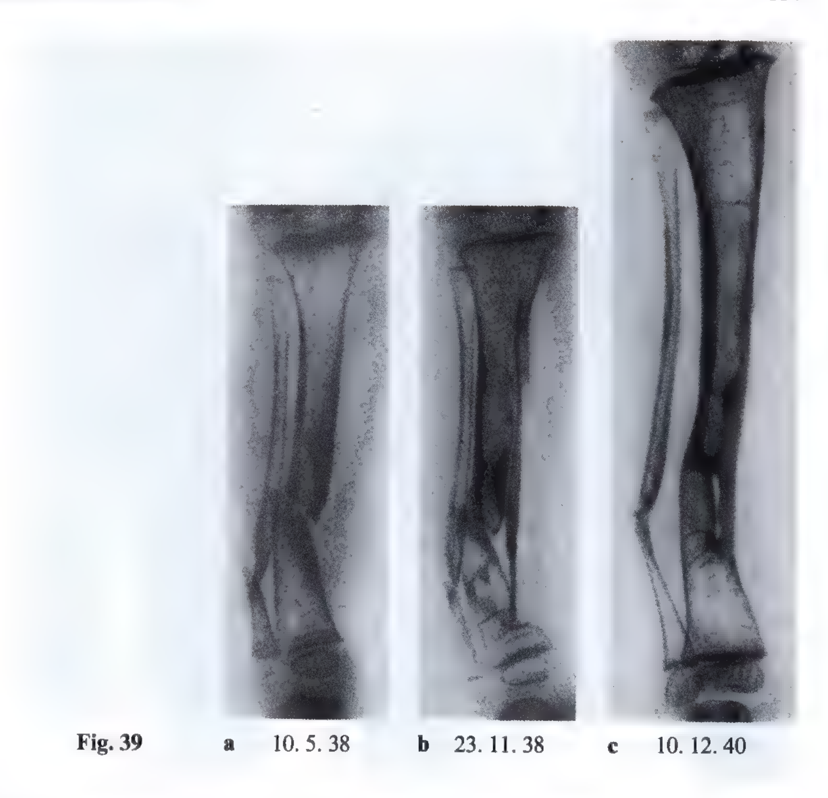
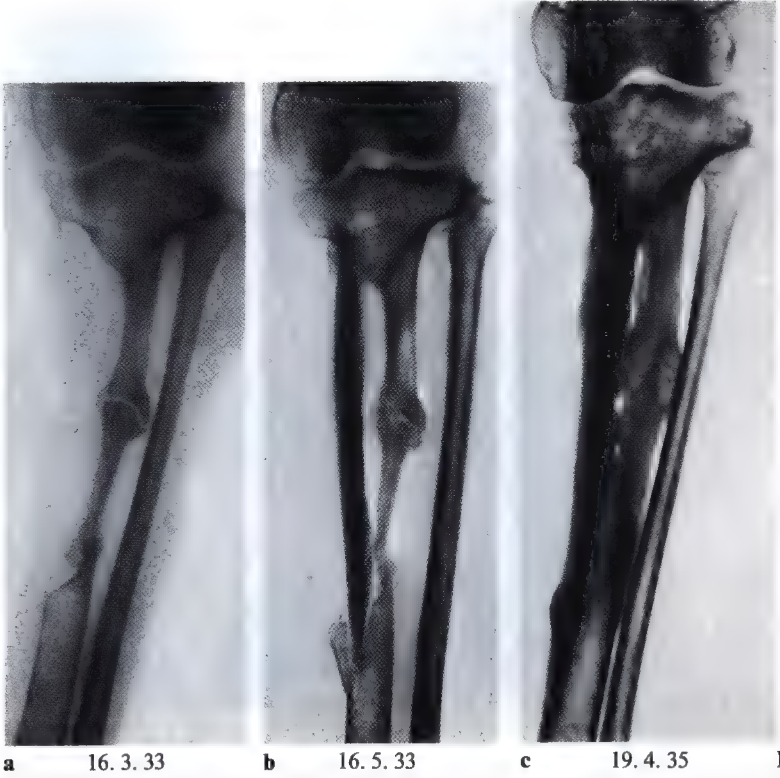


Fig. 39 **a** 10. 5. 38 **b** 23. 11. 38 **c** 10. 12. 40

voulait faire reprendre la fonction du tibia par un greffon prélevé au tibia opposé. Lors de l'opération, la pseudarthrose ne fut pas abordée. On ne la vit même pas. L'intervention entraîna un résultat surprenant, comme Schlössman l'exprima à l'occasion d'une conférence. Après la prise du greffon, la pseudarthrose du tibia qui jusqu'alors avait défié tout traitement, guérit spontanément par un cal osseux.

La guérison spontanée de la pseudarthrose tibiale devient compréhensible si l'on considère l'action mécanique du greffon transplanté. Celle-ci est représentée dans le modèle simple fig. 41. Au foyer de fracture tibial se produisait de la «flexion dirigée», comme le démontre le début de la formation d'une configuration articulaire (fig. 37 a). Une configuration articulaire régulière avec tête et cavité ne peut se former qu'aux endroits où se produit un déplacement transversal des fragments l'un par rapport à l'autre. C'est ce que les expériences d'usure ont montré. Ainsi un stade initial d'une configuration articulaire régulière, reconnaissable à la radiographie, démontre déjà qu'un glissement rotatoire doit avoir lieu dans le foyer de fracture. Le coin gauche du fragment inférieur est déjà considérablement résorbé. Ceci est conforme à l'hypothèse émise plus haut. En effet, durant le déplacement, ce coin s'appuie sur la surface du fragment opposé et est sollicité fortement en flexion sous l'action de la force de compression. A l'extrémité du fragment supérieur, une cavité articulaire plate s'est constituée par apposition de cal périostique. Ceci concorde également avec l'hypothèse émise. Le greffon ponte la concavité. Il est orienté suivant la direction de la compression exercée sur le tibia et transmet celle-ci. Ainsi la force de compression perdit son effet fléchissant sur le tibia et son effet rotatoire sur le fragment supérieur. Par conséquent, l'armature conductrice fut mise au repos et, après trois ans, la guérison put reprendre son cours et du tissu osseux se déposer. Le premier pont osseux se construisit. Après l'union osseuse des fragments, le tibia put prendre part à la fonction. Celle-ci put désormais exercer son influence trophique sur le développement ultérieur du pont osseux (fig. 37 b, c).

Le deuxième cas (fig. 38) que Schlössmann a opéré suivant le même principe,



a 16. 3. 33 b 16. 5. 33 c 19. 4. 35 **Fig. 40**

apporte une confirmation supplémentaire de l'hypothèse émise. Dans ce cas, la guérison de la pseudarthrose survint six ans et demi après la fracture, après mise au repos absolu par le greffon implanté.

Les images suivantes (fig. 39) montrent une pseudarthrose sur jambe arquée congénitale, tellement redoutée, à bon droit «puisque toute tentative pour corriger cette difformité se termine avec certitude par une pseudarthrose incurable et, par conséquent, par l'amputation de la jambe» (SCHERB, 1937). Dans ce cas, me basant sur les réflexions précédentes, j'ai ponté la pseudarthrose par un greffon solide et relativement long provenant du tibia opposé. La pseudarthrose fut laissée tranquille. Les deux extrémités du greffon furent insérées sous le périoste après avivement prudent du tibia. Malgré le ménagement soigneux des tissus, un foyer de résorption du tissu osseux apparut dans le tibia, à hauteur de l'extrémité inférieure du greffon. Celui-ci prit par cal osseux après deux mois et demi de repos absolu en plâtre pelvi-pédieux et au lit, bien qu'il s'amincit fortement, spécialement à son extrémité inférieure, et que sa liaison osseuse avec le tibia n'était qu'extrêmement ténue (fig. 39 b). Après prise du greffon à ses deux extrémités, c.-à-d. après mise au repos complète du foyer de fracture, la pseudarthrose du tibia et du péroné guérit spontanément. Commencée quatre semaines plus tard et augmentée prudemment, en plâtre cruro-pédieux avec talonnette assurant le déroulement du pied, la sollicitation fonctionnelle entraîna un épaississement considérable du greffon en pont et une condensation du cal médullaire très peu abondant au niveau du foyer de fracture. Par contre, on n'observait pas le moindre cal externe (fig. 39 c). Ainsi cette pseudarthrose, défiant généralement tout traitement conservateur ou opératoire, finit par guérir elle aussi par cal osseux, grâce à la mise au repos absolu de l'armature conductrice.

Le cas suivant (fig. 40) mis à ma disposition par NOVOTELNOV, Leningrad, est particulièrement démonstratif puisqu'une néo-articulation double du tibia datant de 38 ans guérit après pontage par un greffon. Le gref-



Fig. 41 a–c. Modèle illustrant l'effet sur la pseudarthrose du greffon osseux pontant celle-ci. La compression agissant sur la surface articulaire du tibia provoque au niveau de la pseudarthrose supérieure un glissement rotatoire, au niveau de la pseudarthrose inférieure un déplacement pur. La forme des pseudarthroses (**a** et **b**) correspond aux types de sollicitation. Grâce au greffon osseux pontant les deux pseudarthroses (**c**), la force de compression agissant sur la surface articulaire du tibia est transmise du fragment tibial supérieur à l'inférieur. Ceci supprime la possibilité d'une inflexion et en même temps l'action de la flexion «dirigée» sur les deux pseudarthroses. Celles-ci sont mises au repos par le greffon osseux qui les ponte et l'armature conductrice est protégée contre toute distorsion

fon transplanté exerça le même effet que dans les cas opérés par SCHLÖSSMANN et par moi-même. Sous l'effet de la sollicitation mécanique (flexion dirigée) dont l'action apparaît dans le modèle expérimental (fig. 41 a, b), une néo-articulation présentant une forme articulaire régulière s'était constituée à l'extrémité supérieure d'un greffon tibial transplanté 38 ans auparavant et une pseudarthrose oblique à son extrémité inférieure. Le fragment tibial transplanté mit les deux pseudo-articulations au repos, comme le montre le modèle expérimental (fig. 41 c). Bien que la néo-articulation supérieure fut perforée selon la méthode de BECK, je suis cependant convaincu que la mise au repos absolu constitua le traitement décisif et que le même résultat aurait été atteint sans forage, comme dans les cas opérés par SCHLÖSSMAN et par moi-même suivant la même méthode, cas dans lesquels la pseudarthrose fut laissée à elle-même.

Pour terminer, je voudrais encore indiquer que le résultat de la réorientation (réclinaison), dans les pseudarthroses du col fémoral, doit aussi être attribué exclusivement à l'élimination de la sollicitation nuisible en cisaillement qui distord l'armature conductrice de façon intermittente. Comme en outre, après la réorientation, une sollicitation en com-





Fig. 42

pression pure s'exerce sur le tissu de la pseudarthrose, la guérison doit se produire rapidement par la voie d'une ossification enchondrale. Le cas décrit (fig. 42), dans lequel la réorientation fut exécutée près de 3 ans après la fracture, en fournit une preuve évidente puisque la pseudarthrose guérit plus rapidement que l'ostéotomie sous-trochantérienne.

3. Contribution à l'explication de la sollicitation du bassin et particulièrement de ses articulations *

(Communication épistolaire à l'éditeur)

Avec 17 figures

Vous m'avez demandé, très honoré Collègue, si j'estime les exposés de LÜHKEN concernant la statique du bassin de l'homme justes ou faux ou peut-être erronés déjà dans leurs prémisses. A cela je voudrais répondre ce qui suit.

Aucune des analyses réalisées jusqu'à présent n'est satisfaisante parce que les conceptions avancées, en particulier la décomposition des forces, ne s'accordent pas avec les règles de la statique.

Dans les analyses antérieures de VON MEYER, BRAUS et FICK, la sollicitation du bassin a été examinée exclusivement en position debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs. Dans cette position, le centre de gravité de la partie supérieure du corps se trouve en équilibre instable au dessus du milieu de l'axe joignant les deux hanches et aucune force musculaire n'intervient. Toutes ces analyses ont conclu que la symphyse est sollicitée en *traction*. D'après LÜHKEN, cette affirmation se heurte à deux faits :

1. la présence de tissu cartilagineux dans la symphyse et
2. la déformation caractéristique du bassin ostéomalacique (bassin en forme de bec) qui, selon lui, ne peut se produire que si une compression s'exerce sur les os du pubis et donc sur la symphyse.

Dans son travail exhaustif, LÜHKEN [1] étudie la sollicitation du bassin lors de la station debout sur les deux membres inférieurs, lors de la station debout sur une jambe et en position assise. Il cherche à démontrer que la symphyse est sollicitée en *compression* en position debout et lors de la marche et ne l'est en traction qu'en position assise. D'après ses conclusions, la formation des tissus correspond à la sollicitation décisive de la symphyse, tout comme la déformation du bassin ostéomalacique.

Je vais d'abord brièvement montrer pourquoi les conceptions antérieures concernant la sollicitation du bassin ne sont pas satisfaisantes et expliquer comment la décomposition des forces aurait dû être conduite. Enfin, je tenterai de faciliter et d'approfondir la compréhension de la sollicitation des articulations du bassin par un mode de raisonnement différent qui ne requiert aucune connaissance particulière de la statique.

VON MEYER et BRAUS, dans leur analyse, ont consciemment ou inconsciemment considéré le bassin comme une voûte. Il n'y aurait rien à y objecter s'ils avaient tenu compte du mode particulier de la construction en voûte du bassin et s'ils avaient décomposé les forces en conséquence.

Dans toute voûte dont le sommet est mis en charge se produisent des forces (poussée horizontale) qui tentent d'écarter les pieds de la voûte (extrémités de l'arc). Cette poussée horizontale peut être reprise de deux façons :

1. par des supports solidement ancrés dans le sol et formés ou installés de telle sorte que non seulement ils supportent les pieds de la voûte mais qu'aussi ils s'opposent à leur écartement (schéma fig. 1).

   La poussée horizontale H est équilibrée par la compression latérale des supports D_H, la compression verticale V par la compression du sol D_V.

2. par un tirant (sous-tension de la voûte) (voir fig. 2)

   La poussée horizontale H est équilibrée par la force du tirant alors que la compression du sol D_V résiste à la compression verticale V.

---

* Z. Anat. Entwickl. Gesch. 114, 167–180 (1948)

[1] LÜHKEN H. : Die Statik des menschlichen Bekkens. Z. Anat. u. Entw.gesch. 104 (1935)

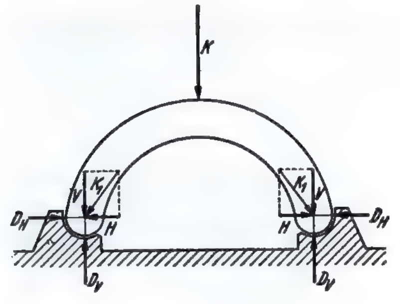


Fig. 1

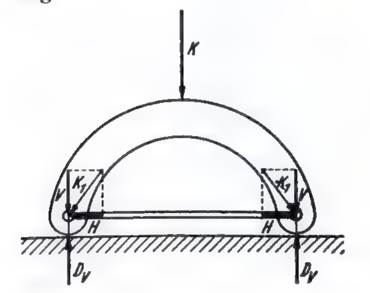


Fig. 2

Braus considère le bassin comme une construction en voûte selon la fig. 1. Ceci ressort de ses propres mots dans son livre classique :

«La voûte est constituée des deux os iliaques et du sacrum; en outre, le pied de la voûte est maintenu par les os pubiens et la symphyse, de sorte que la charge de la partie supérieure du corps qui tend à écarter les pieds rencontre ici une résistance . . . Grâce à cet arrangement, l'anneau formé par le bassin est tendu en lui-même comme un chapeau que le chapelier étend de l'intérieur avec l'instrument connu qui permet d'élargir le tour de tête. *A cette tension s'opposent les deux têtes fémorales agissant de l'extérieur avec une contrepression égale à cette tension.* La charge de la partie supérieure du corps qui s'exprime par l'étirement des trois articulations du bassin est la même force qui provoque la contre-pression des membres inférieurs dans la hanche».

Cette conception de Braus ne serait juste que si les fémurs étaient ancrés aussi solidement dans le sol que les supports de la fig. 1. Mais ce n'est nullement le cas puisque la tête du fémur représente l'extrémité supérieure d'un support (le membre inférieur) qui peut s'incliner librement de côté à la façon d'un support «pendulaire». Par conséquent, les têtes fémorales ne peuvent pas résister à la poussée horizontale de la voûte formée par le bassin. La poussée horizontale doit être reprise par le bassin lui-même, c.-à-d. par les branches pubiennes et spécialement par leur liaison, la symphyse. Le bassin ne peut donc être considéré que comme une voûte selon la fig. 2, où la poussée horizontale est reprise par un tirant. Mais cette figure ne retient pas une particularité essentielle de la construction en voûte du bassin. En effet, les pieds de la voûte formée par le bassin ne reposent pas immédiatement sur les têtes fémorales. Les supports de la voûte (les cotyles) se trouvent déportés en dehors, de sorte que le tirant (les os pubiens) se trouve plus bas qu'eux. Si l'on tient compte de cette particularité, c'est la figure 3 qui apparaît comme le schéma de base représentant la construction en voûte du bassin.

Dans cette construction en voûte, la compression, les composantes verticales de la charge (V), est transmise aux deux supports par les saillies latérales de la voûte. Les deux supports ne peuvent résister qu'à une force agissant suivant leur axe mécanique, c.-à-d. dans le schéma figure 3 une force *verticale*. La poussée horizontale H est reprise uniquement par le tirant.

Ce schéma montre aussi de quelle façon la direction, la situation et la grandeur des deux composantes obliques K_1 de la charge K doivent être déduites. La jointure sacro-iliaque, de même que la symphyse, sont très flexibles, comparées au bassin osseux. Elles ne peuvent donc transmettre aucune sollicitation en flexion de grandeur appréciable entre les pièces osseuses de l'anneau formé par le bassin. D'un point de vue mécanique, elles

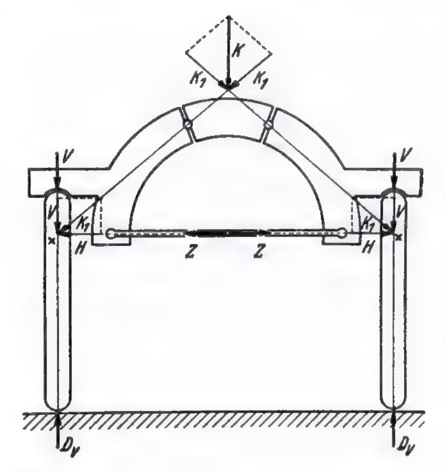


Fig. 3

doivent être considérées comme des articulations. C'est pourquoi la ligne d'action des composantes obliques K_1 doit passer par le centre de rotation ou centre de compression des articulations sacro-iliaques [2]. Le deuxième point qui détermine la ligne d'action de K_1 est le point X car la composante verticale V et la poussée horizontale H ne peuvent être équilibrées par une force oblique qu'au niveau de leur point d'intersection X.

Le schéma fondamental de la sollicitation du bassin en station debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs montre que l'analyse de Braus et la décomposition des forces dans celle de von Meyer ne respectent pas les règles de la statique. D'abord, les têtes fémorales ne peuvent pas résister à une force dirigée vers l'extérieur puisqu'il n'y a pas de contre-force horizontale agissant de l'extérieur sur les têtes fémorales. D'autre part, dans le schéma de von Meyer, le centre de gravité du corps S étant décomposé à un niveau incorrect, les composantes obliques S_1 ne passent pas par les articulations sacro-iliaques et leur décomposition fut réalisée au centre de la tête du fémur. De même, dans l'analyse de Lühken concernant la sollicitation du bassin lors de l'appui symétrique sur les deux membres inférieurs, la décomposition des forces est erronée. En effet, les composantes obliques K_1 ont une direction et une grandeur incorrectes et il n'y a pas de contre-forces H_1 et H_2 agissant sur la tête du fémur (voir fig. 3 de Lühken).

La figure 4 reprend le schéma du bassin de Lühken. La décomposition des forces y est indiquée, comme elle aurait dû être conduite pour la station debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs.

La ligne d'action de la composante oblique K_1 est donnée par les points O (centre de compression de l'articulation sacro-iliaque) et X (point d'intersection de la composante verticale V et de la poussée horizontale H). La grandeur de K_1 s'obtient par décomposition du poids du corps K au centre d'intersection des lignes d'action des deux composantes obliques K_1. La grandeur de la composante verticale V et celle de la poussée horizontale $H=Z$ proviennent de la décomposition de K_1 au point X.

De l'analyse ainsi corrigée, il apparaît que la symphyse est sollicitée en *traction* lors de la station debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs.

Pour analyser la sollicitation du bassin en position assise, ce dernier peut aussi être considéré comme une voûte. Mais la décomposition des forces telle que Lühken la donne dans sa figure 10 est erronée. Elle doit être conduite de la façon représentée à la figure 5.

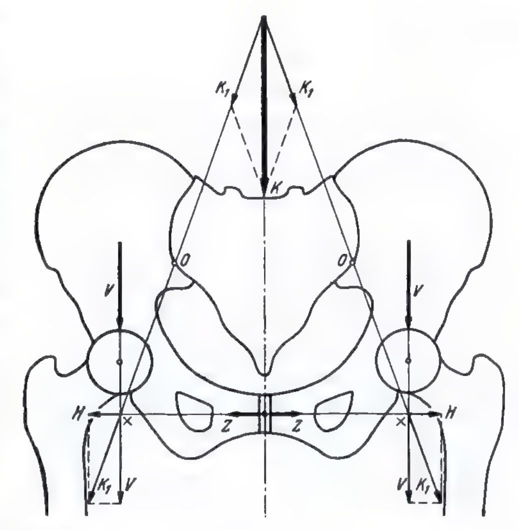


Fig. 4

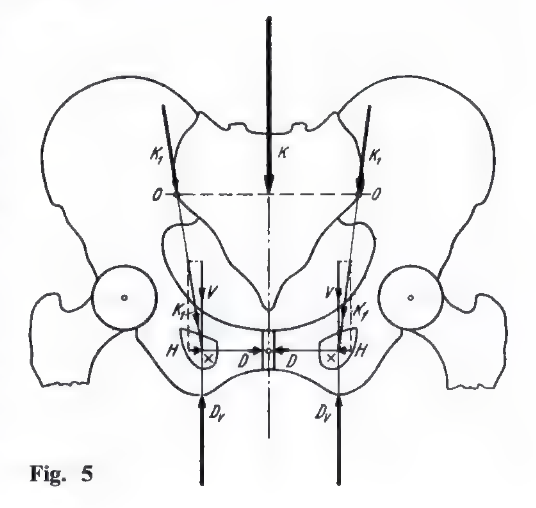


Fig. 5

[2] La situation des centres de transmission des forces dans les articulations du bassin ne peut être déterminée avec exactitude qu'expérimentalement. Dans les dessins, elle est indiquée avec une grossière approximation. Le résultat des analyses n'en est pas influencé de façon appréciable. Il en est tout au plus quelque peu modifié du point de vue quantitatif.

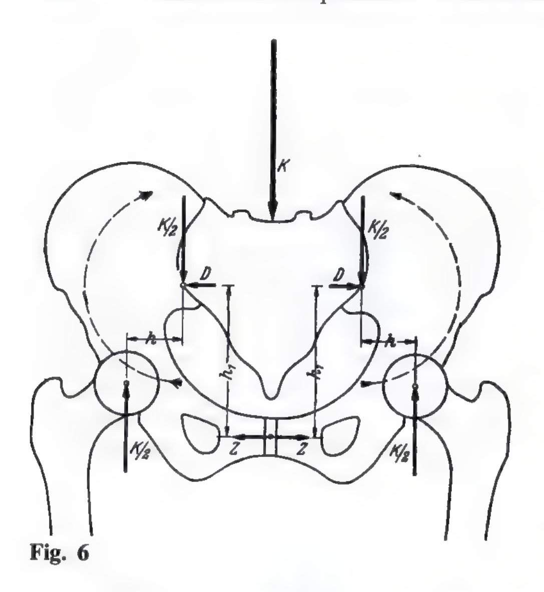


Fig. 6

La composante verticale V de K_1 ne peut être équilibrée par la compression du sol D_V qu'au niveau de la tubérosité ischiatique. La composante horizontale H ne peut l'être qu'à la symphyse. Par conséquent, la ligne d'action de K_1 doit de nouveau passer par le point d'intersection X des deux composantes et par le centre de compression de la jointure sacro-iliaque O. La grandeur de la composante horizontale H et celle de la compression verticale V s'obtiennent par la décomposition de K_1 au point X. Si, comme dans le schéma fig. 10 de LÜHKEN, la distance entre les points d'appui des ischions est plus courte que celle qui sépare les centres de compression des articulations sacro-iliaques, la ligne d'action de K_1 est dirigée de haut en bas et de dehors en dedans, de sorte que la composante horizontale H agit en compression (D) sur la symphyse. En position assise, celle-ci est donc sollicitée en *compression* et non pas en traction, comme l'affirme LÜHKEN. (La conception de LÜHKEN ne serait valabe que si la distance entre les points d'appui était plus grande que la distance entre les centres de compression des articulations sacro-iliaques. Alors la ligne d'action de la composante K_1 serait dirigée de haut en bas et de dedans en dehors et la symphyse serait sollicitée en traction.)

La sollicitation de la symphyse lors de la station sur les deux membres inférieurs peut aussi être analysée d'une autre façon, à partir du moment des forces extérieures par rapport au centre de la tête fémorale. C'est ce que LÜHKEN a tenté dans sa figure 3. Dans ce but, il est parti du moment de la composante horizontale H_1 de la force K_1. Même si K_1 se trouvait en situation correcte et avait la grandeur correcte, cette approche du problème serait sans issue car il n'y a pas de forces extérieures H_1 et H_2. Or celles-ci seraient indispensables pour maintenir l'équilibre au niveau de la tête du fémur. En outre, les moments donnés par LÜHKEN, $H_1 \cdot a$ et $H_2 \cdot b$, ont, à cause de la situation erronée de K_1, un signe contraire à la réalité, parce que, dans sa figure 3, la ligne d'action de K_1 passe à droite de la tête fémorale au lieu de passer à gauche. Mais la sollicitation de la symphyse peut être déduite de l'action de la force verticale agissant sur chaque moitié du bassin puisque la tête du fémur peut résister à une force verticale (fig. 6).

Pour une raison de symétrie, la grandeur de la force verticale agissant sur chaque moitié du bassin vaut la moitié du poids du corps ($K/2$). Elle est équilibrée par une réaction de même grandeur au niveau de la tête fémorale. Dans chaque moitié du bassin, $K/2$ forme avec la réaction ($K/2$) un couple dont le moment est $K/2 \cdot \mathrm{h}$. Le moment des forces verticales doit être équilibré par un moment égal des forces horizontales. Les deux forces horizontales D et Z s'exercent au centre de compression des articulations sacro-iliaques et à la symphyse. Pour des raisons d'équilibre, elles doivent être égales et de sens opposés dans chaque moitié du bassin. Elles forment un couple dont le bras de levier est h_1. Du sens de rotation du moment de $K/2$, il apparaît que c'est de la traction qui agit dans la symphyse et de la compression dans l'articulation sacro-iliaque. La grandeur de la traction dans la symphyse s'obtient à partir du moment rotatoire de $K/2$ par l'équation :

$$K/2 \cdot h = Z \cdot h_1$$

$$Z = \frac{K/2 \cdot h}{h_1}$$

De cette analyse également, il ressort qu'en station debout sur les deux membres inférieurs, la symphyse subit une sollicitation en traction. Celle-ci a évidemment la même grandeur que dans l'analyse figure 4.

LÜHKEN le premier a étudié la sollicitation du bassin lors de la station sur une seule jambe. Sa conclusion d'après laquelle la symphyse est sollicitée en compression lors de la période d'appui unilatéral de la marche est juste. Son analyse cependant n'est pas probante parce qu'elle présente, entre autres, la même faute que celle de la station sur les deux membres inférieurs.

Si l'on veut étudier la sollicitation du bassin dans la station sur un seul membre infé-

rieur, le bassin ne peut plus être considéré comme une voûte. La décomposition des forces doit s'effectuer d'une autre façon. Il faut tenir compte de ce que, dans l'anneau formé par le bassin, trois jointures flexibles sont intercalées qui, du point de vue mécanique, doivent être conçues comme des articulations. D'autre part, le bassin n'est soutenu que d'un seul côté, c.-à-d. qu'il est fixé unilatéralement. Lors de la station sur un membre inférieur, il peut donc être comparé à un cadre fermé soutenu d'un seul côté, cadre dans lequel sont intercalées trois articulations, correspondant aux jointures du bassin. Le côté libre du cadre est modérément surélevé, rompant la symétrie par rapport à la direction de la force (fig. 7–9). La sollicitation du cadre provient d'abord d'une charge verticale *K* (poids de la partie supérieure du corps) et ensuite d'un poids *Sch* (membre oscillant) suspendu au côté libre. Pour faciliter la compréhension, la sollicitation des articulations du cadre est d'abord analysée sous l'effet de chaque charge séparément aux figures 7 et 8 et, seulement à la figure 9, sous l'effet de l'action combinée des deux charges.

Fig. 7

La force *K* (poids de la partie supérieure du corps) s'exerce verticalement sur la partie supérieure du cadre (fig. 7). Comme la force *K* est complètement transmise au reste du cadre, par les deux articulations supérieures, elle se décompose en deux composantes K_1' et K_1 qui agissent sur ces articulations. On ne connaît d'abord que la direction de K_1'. Celle-ci doit correspondre à la ligne unissant les deux articulations de la partie gauche du cadre, puisque cette partie du cadre ne peut reprendre et transmettre une force que suivant la ligne joignant ses articulations. Aucune autre force ne s'exerce en effet sur cette partie gauche du cadre. La ligne d'action de K_1' coupe celle de la charge *K* au point *X*. La seconde composante K_1, transmise par l'articulation supérieure droite, doit aussi passer par le point d'intersection *X* puisque la résultante des deux composantes K_1' et K_1 doit correspondre à la force *K* en direction et en grandeur. Ceci n'est possible que si la résultante de K_1' et K_1 (ligne pointillée *K*) se trouve sur la ligne d'action de *K*. C'est pourquoi c'est au point *X* que doit s'effectuer la décomposition de la force *K* en ses deux composantes K_1' et K_1. Cette décomposition est effectuée dans le diagramme inférieur. La composante K_1 agit dans l'articulation supérieure droite avec la grandeur et la direction ainsi déterminées. La composante K_1' ne s'exerce pas seulement sur l'articulation supérieure gauche mais aussi, avec la même grandeur et la même direction, sur l'articulation inférieure puisque la partie gauche du cadre ne subit pas d'autre force qui pourrait modifier la composante K_1' transmise par son articulation supérieure. K_1' est donc aussi la composante par laquelle la charge *K* agit sur l'articulation inférieure (symphyse).

La figure 8 indique la sollicitation des articulations du cadre lorsque celui-ci, encastré à droite, n'est sollicité que par le poids *Sch* (membre oscillant) suspendu à son côté gauche.

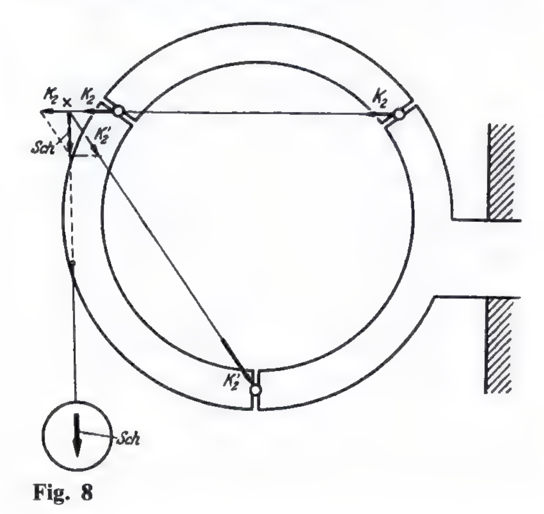


Fig. 8

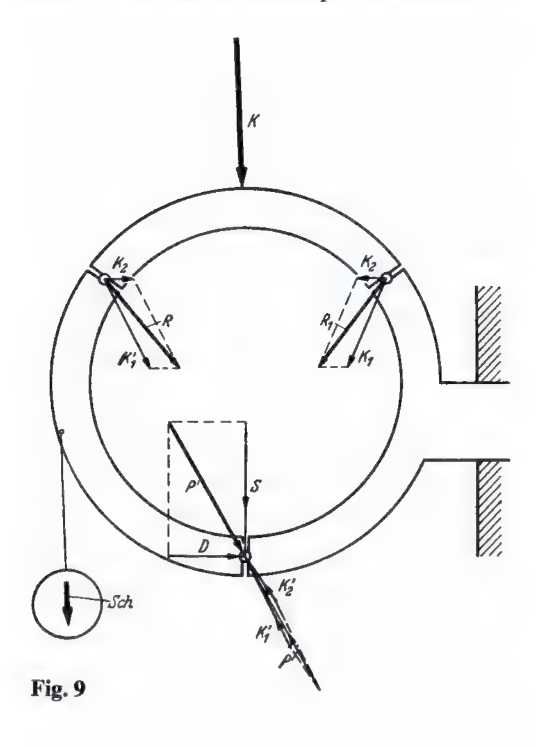


Fig. 9

La force *Sch* se décompose en deux composantes K_2 et K_2' puisque la totalité de la force *Sch* doit être transmise au reste du cadre par les deux articulations de la partie gauche de celui-ci. La partie supérieure du cadre, non chargée, ne peut transmettre une force que dans la direction de la droite joignant les deux articulations supérieures. Cette droite donne la direction de la composante K_2 agissant sur les deux articulations supérieures. La ligne d'action de la composante K_2', qui s'exerce sur l'articulation inférieure, doit aussi passer par le point d'intersection *X* de la droite joignant les deux articulations supérieures et de la ligne d'action de *Sch* pour les mêmes raisons que dans l'analyse fig. 7. C'est pourquoi la décomposition de *Sch* en ses composantes K_2 et K_2' doit s'effectuer au point d'intersection *X*, comme le représente le parallélogramme. Alors que la force K_2' n'agit que sur l'articulation inférieure, la composante K_2 agit sur les deux articulations supérieures avec la même grandeur et la même direction puisqu'aucune autre force extérieure ne s'exerce sur la partie supérieure du cadre. K_2' est donc la composante avec laquelle le poids *Sch* (membre oscillant) agit sur l'articulation inférieure (symphyse).

Si les deux forces extérieures *K* et *Sch* agissent simultanément sur le cadre (fig. 9), les composantes de *K* et de *Sch* déterminées dans les figures 7 et 8 s'exercent simultanément sur les articulations et se composent par conséquent dans chaque articulation pour former une résultante.

Les composantes K_1 et K_2 d'une part, K_1' et K_2' d'autre part, déterminées pour l'articulation supérieure droite et pour l'articulation inférieure dans les figures 7 et 8, sont reportées dans le dessin figure 9. Les parallélogrammes des forces qu'elles forment donnent les résultantes R_1 et *P*. Les composantes K_2 et K_1' trouvées dans les figures 7 et 8 pour l'articulation supérieure gauche ne peuvent pas être immédiatement composées pour donner une résultante parce que la composante K_1' de la figure 7 agit de la partie supérieure du cadre vers la partie gauche de celui-ci, alors que la composante K_2 de la figure 8 est inversement transmise de la partie gauche du cadre vers sa partie supérieure, comme le montre la situation des forces extérieures *K* et *Sch*. Pour permettre la composition des deux forces K_2 et K_1', une des deux doit être dessinée après inversion du sens de son action par rapport à la figure 7 ou 8. C'est pour cette raison que, dans la figure 9, la direction de K_2 est inversée. La résultante *R* ainsi obtenue indique la compression qu'exerce la partie supérieure du cadre sur sa partie gauche. Dans le parallélogramme inférieur, toutes les forces sont reportées après inversion de leur sens et elles sont composées pour permettre une représentation d'ensemble. La résultante de compression *P* ainsi obtenue est en outre dessinée en *P'* avec le sens de l'action qu'elle a en réalité, étant transmise de la partie gauche à la partie droite du cadre.

La force résultante *P'* provenant des deux charges *K* et *Sch* agit sur l'articulation inférieure (symphyse) avec une composante de compression pure *D* et une composante de cisaillement *S*.

Le bassin doit être traité de la même façon que le cadre à trois articulations si l'on veut déterminer les forces agissant sur ses jointures lors de la station sur un seul membre inférieur. Cette analyse est réalisée à la figure 10.

Tout d'abord, les composantes du poids du corps *K* agissant sur les deux articulations sacro-iliaques sont déterminées, la composante K_1 agissant sur la sacro-iliaque droite et la composante K_1' qui agit simultanément sur la sacro-iliaque gauche et sur la symphyse. Comme pour le cadre, de ces composantes, seule la *direction* de K_1' est connue puisque K_1' doit passer simultanément par les deux jointures de la moitié gauche du bassin, c.-à-d. par l'articulation sacro-iliaque gauche et par la symphyse. Par le point d'intersection de la ligne d'action de K_1' avec la ligne d'action du poids du corps *K* doit aussi passer la composante K_1 agissant sur la sacro-iliaque droite. C'est là que doit se faire la décomposition du poids du corps *K* en ses deux composantes K_1' et K_1. Cette décomposition est

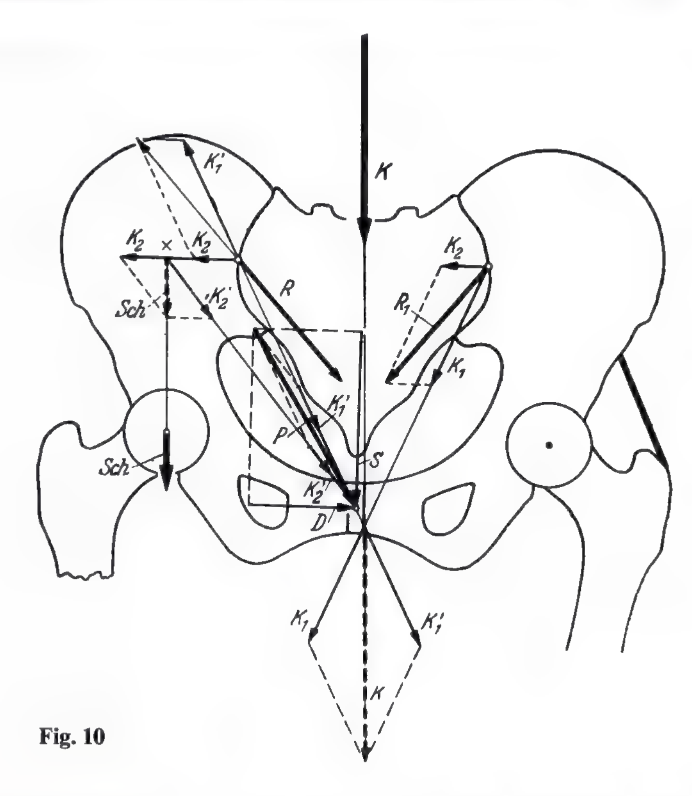


Fig. 10

réalisée dans le diagramme inférieur. Comme dans le cadre à trois articulations, on trouve ensuite la direction et la grandeur de la composante K_2 avec laquelle le membre oscillant agit sur les sacro-iliaques, de même que la grandeur et la direction de K_2' avec laquelle le membre oscillant (*Sch*) agit sur la symphyse. Puisque le poids du corps K et le poids du membre oscillant *Sch* s'exercent simultanément sur le bassin, les composantes de K et de *Sch* s'exerçant sur les articulations doivent y être composées en une seule résultante. Au niveau de l'articulation sacro-iliaque droite, les composantes K_1 et K_2 forment la résultante R_1. Au niveau de l'articulation sacro-iliaque gauche, les composantes K_1' et K_2 forment la résultante R et au niveau de la symphyse les composantes K_1' et K_2' forment la résultante P. (La composition de la résultante R est réalisée avec les contre-forces, de sens opposé, pour une meilleure mise en évidence.) La résultante P agit sur la symphyse avec la composante de compression pure D et la composante de cisaillement S.

Cette analyse montre que, durant la période d'appui unilatéral de la marche, la symphyse est sollicitée en compression et en cisaillement.

Si, comme LÜHKEN l'a tenté dans son analyse figure 7, l'on veut déduire la sollicitation de la symphyse uniquement des forces qui s'exercent sur la moitié du bassin du côté du membre en charge, il faut connaître au préalable la résultante R_1 agissant sur l'articulation sacro-iliaque du côté en charge. Il faut donc déterminer d'abord la direction et la grandeur de R_1. Le plus simple est d'utiliser la voie indiquée dans l'analyse précédente. On dessine d'abord R_1 avec sa direction et sa grandeur au centre de compression de la sacro-iliaque droite (fig. 11). En utilisant la règle des leviers, on détermine ensuite la situation et la grandeur de la force S_5 exercée par le poids de la partie supérieure du corps K augmenté de celui du membre oscillant (*Sch*). Cette force S_5 est reportée dans le dessin. Au point d'intersection des lignes d'action de S_5 et de R_1, on trouve la grandeur et la direction de la résultante R_2, c.-à-d. de la force provoquée dans la symphyse par la charge combinée de la partie supérieure du corps et du membre oscillant agissant sur le bassin. La force R_2 trouvée de cette façon doit correspondre en direction et en grandeur à la force P trouvée par l'analyse précédente (fig. 10). R_2 agit donc sur la symphyse comme P, avec une composante de compres-

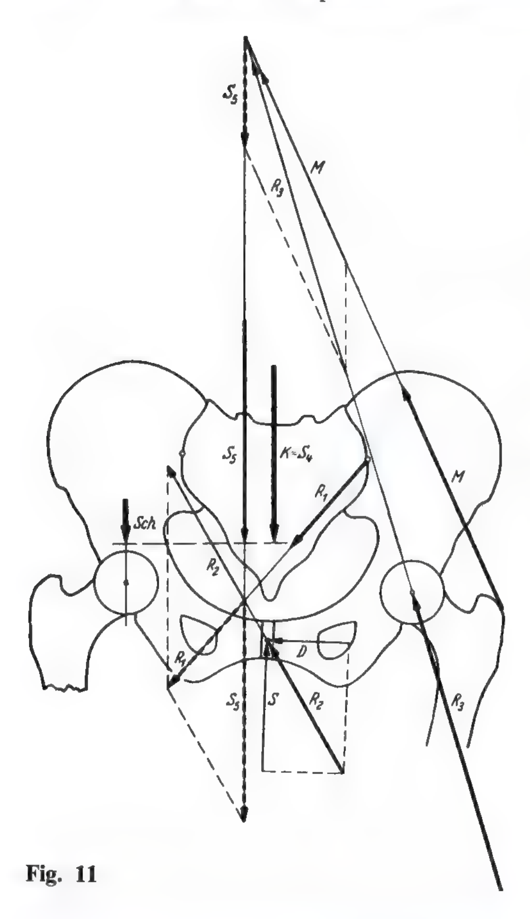


Fig. 11

sion pure D et une composante de cisaillement S. Dans cette analyse, D indique la compression transmise de la partie de la symphyse du côté du membre en charge à celle du côté du membre oscillant.

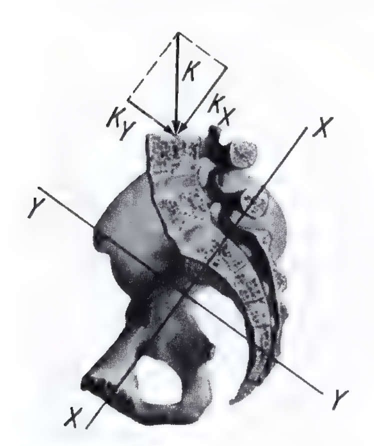


Fig. 12

La même figure 11 sert à représenter les forces qui fixent le bassin au niveau de la hanche du membre en charge et qui sont transmises du bassin à la tête du fémur de ce dernier. Dans ce but, la résultante S_5 du poids du corps K et du membre oscillant Sch est décomposée en son point d'intersection avec la ligne d'action des abducteurs (M) en une force musculaire M et une force de compression articulaire R_3 (S_5, M et R_3 sont indiquées en demi-grandeur pour permettre la représentation dans les dimensions présentes).

Toutes les analyses jusqu'ici ont le défaut de ne suivre l'action du poids du corps que dans le plan de l'anneau formé par le bassin. Ce plan $X-X$, dont la situation est déterminée par les trois jointures, est incliné sur la verticale (fig. 12), alors que le poids du corps s'exerce verticalement. Celui-ci n'agit donc dans le plan $X-X$ formé par l'anneau du bassin qu'avec la composante K_x. Il agit avec une seconde composante K_y dans le plan $Y-Y$ perpendiculaire au plan de l'anneau formé par le bassin [3]. L'action de la composante K_y du poids du corps est cependant elle aussi importante pour la sollicitation des articulations. Elle ne peut pas être négligée. Pour cette raison et aussi pour examiner la sollicitation du bassin d'une façon fondamentalement différente, présentant l'avantage de la clarté et compréhensible sans connaissance particulière de la statique, l'analyse suivante a encore été effectuée (fig. 13 à 16).

Cette analyse se base sur le fait suivant : des déformations que le bassin subit sous l'action des forces extérieures *lorsque la symphyse est sectionnée,* il est possible de conclure à la sollicitation dans les articulations lorsque *la symphyse est intacte.* Dans ce but, le bassin est considéré comme une poutre sollicitée en flexion. Cette poutre est soit supportée à ses deux extrémités et chargée en son milieu (station sur les deux membres inférieurs), soit encastrée à une extrémité (station sur un seul membre inférieur). L'étude est réalisée pour la sollicitation dans le plan $X-X$ formé par l'anneau du bassin et dans le plan $Y-Y$ perpendiculaire à l'anneau pelvien,

[3] *K, Sch,* S_4 et S_5 ne représentent, dans les raisonnements précédents, que les composantes de ces forces, agissant sur les articulations dans le plan de l'anneau formé par le bassin.

dans chacun de ces plans d'abord pour la station sur les deux membres inférieurs et ensuite pour la station sur un seul membre.

Les figures 13 et 14 représentent les déformations que le bassin subit dans le plan de l'anneau pelvien (Dans ces figures et dans les suivantes sont indiquées les forces qui agissent lorsque la symphyse est intacte, c.-à-d. sur les articulations du bassin non déformé, dont le contour est pointillé).

1. Lors de la station sur les deux membres inférieurs les déformations suivantes se produisent dans le plan $X-X$ de l'anneau pelvien (fig. 13) .

Le sacrum s'enfonce et les deux moitiés du bassin se mobilisent au niveau des sacro-iliaques de façon telle que les articulations se ferment en haut et s'ouvrent en bas. Les faces de la symphyse pubienne s'écartent l'une de l'autre sans se déplacer l'une par rapport à l'autre en direction verticale.

Les déformations montrent que la symphyse intacte est sollicitée en traction. Cette traction est équilibrée par de la compression dans les sacro-iliaques.

2. Lors de la station sur un seul membre inférieur, les déformations suivantes se produisent dans le plan $X-X$ de l'anneau pelvien (fig. 14).

La partie droite du bassin reste fixée. Le sacrum supporte directement le poids du corps K_x et indirectement le poids du membre oscillant. Il glisse vers le bas par rapport à la moitié droite du bassin fixée et se mobilise de telle façon que la sacro-iliaque droite s'ouvre vers le haut et se ferme vers le bas. La moitié gauche du bassin est sollicitée uniquement par le poids du membre oscillant. Elle se déplace vers le bas par rapport au sacrum et se mobilise à la sacro-iliaque gauche de façon telle que cette dernière s'ouvre en haut et se ferme en bas. La branche pubienne gauche se déplace par conséquent vers le bas et vers la droite chevauchant la branche pubienne droite.

La déformation montre que la symphyse pubienne intacte est sollicitée en compression et en cisaillement. De même les sacro-iliaques sont sollicitées en cisaillement et, en outre, en traction. Pour des raisons d'équilibre, cette dernière doit avoir la même grandeur que la compression dans la symphyse pubienne.

Les figures 15 et 16 représentent les déformations que le bassin subit dans un plan $Y-Y$ perpendiculaire à celui de l'anneau pelvien.

1. Lors de la station debout sur les deux membres inférieurs, les déformations suivantes se produisent dans le plan $Y-Y$ (fig. 15).

Le sacrum se déplace vers le bas et les parties du bassin se mobilisent dans toutes les articulations, de sorte que les sacro-iliaques comme la sym-

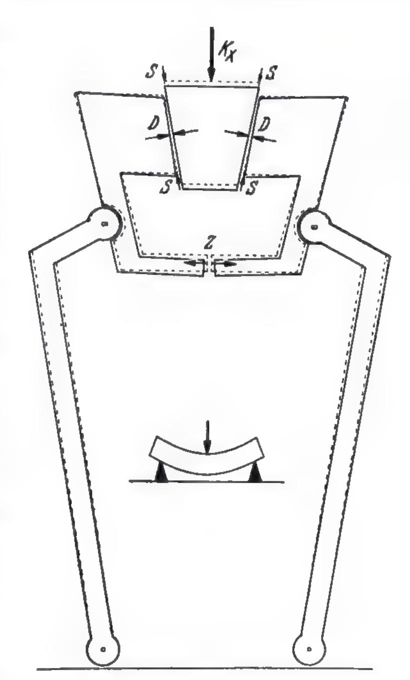


Fig. 13

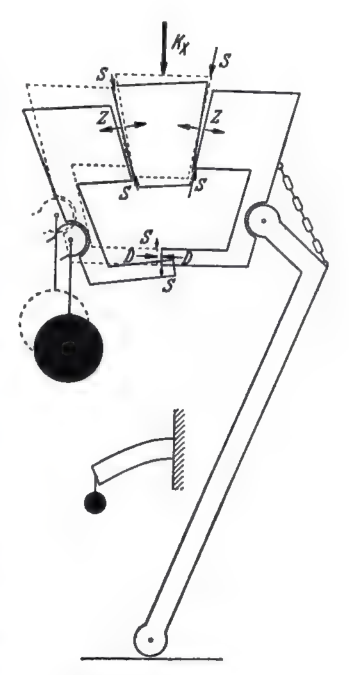


Fig. 14

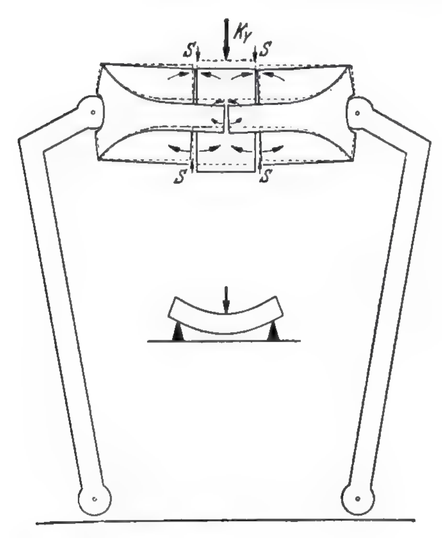


Fig. 15

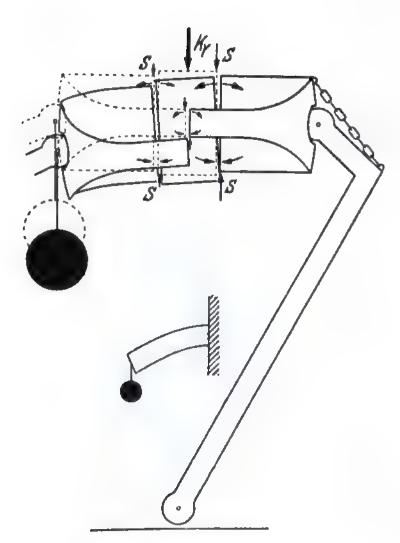


Fig. 16

physe pubienne se ferment en haut et s'ouvrent en bas. Dans la symphyse il n'y a pas de glissement des faces l'une par rapport à l'autre.

La symphyse intacte est donc sollicitée uniquement en flexion, ce qui provoque des contraintes de compression dans sa partie supérieure, des contraintes de traction dans sa partie inférieure. Elle n'est pas sollicitée en cisaillement. Les articulations sacro-iliaques sont également sollicitées en flexion, ce qui entraîne des contraintes de compression dans leur partie supérieure, des contraintes de traction dans leur partie inférieure. En outre, elles sont sollicitées en cisaillement.

2. Lors de la station sur un seul membre inférieur, les déformations suivantes se produisent dans le plan $Y-Y$ (fig. 16).

La moitié droite du bassin est fixée. Le sacrum descend et, sous l'action combinée du poids du corps et de celui du membre oscillant, il se mobilise par rapport à la moitié droite du bassin fixée, de telle sorte que l'articulation sacro-iliaque droite s'ouvre en haut et se ferme en bas. La moitié gauche du bassin se déplace vers le bas par rapport au sacrum, sous l'effet du membre oscillant. Elle se mobilise de telle sorte que la sacro-iliaque gauche s'ouvre en haut et se ferme en bas. Le membre oscillant se trouve situé dans l'espace, devant les deux articulations sacro-iliaques. Celles-ci effectuent donc une rotation dans le plan sagittal de sorte que la face gauche de chaque articulation sacro-iliaque tourne en haut vers l'avant, en bas vers l'arrière. Le déplacement, le basculement et la rotation dans les articulations sacro-iliaques font que la face gauche de la symphyse se déplace fortement vers le bas par rapport à la droite. Par suite du basculement dans les articulations sacro-iliaques, il se produit en outre un basculement des faces de la symphyse l'une par rapport à l'autre de sorte que ces faces s'écartent l'une de l'autre dans leur partie supérieure et se rapprochent dans leur partie inférieure.

Lorsque la symphyse est intacte, le tissu qui la forme est par conséquent sollicité fortement en cisaillement et aussi en flexion, ce qui entraîne maintenant des contraintes de traction dans sa partie supérieure, des contraintes de compression dans sa partie inférieure. Les articulations sacro-iliaques sont elles aussi sollicitées en cisaillement mais dans une moindre mesure. Elles le sont aussi en flexion. Cette dernière provoque des contraintes de traction dans leur partie supérieure, des contraintes de compression dans leur partie inférieure. Une sollicitation en rotation dans les articulations sacro-iliaques est par contre empêchée par la fermeture de la symphyse. Dans aucune des articulations n'apparaît une force de traction ou de compression.

Une image complète des sollicitations se produisant dans les articulations ne s'obtient

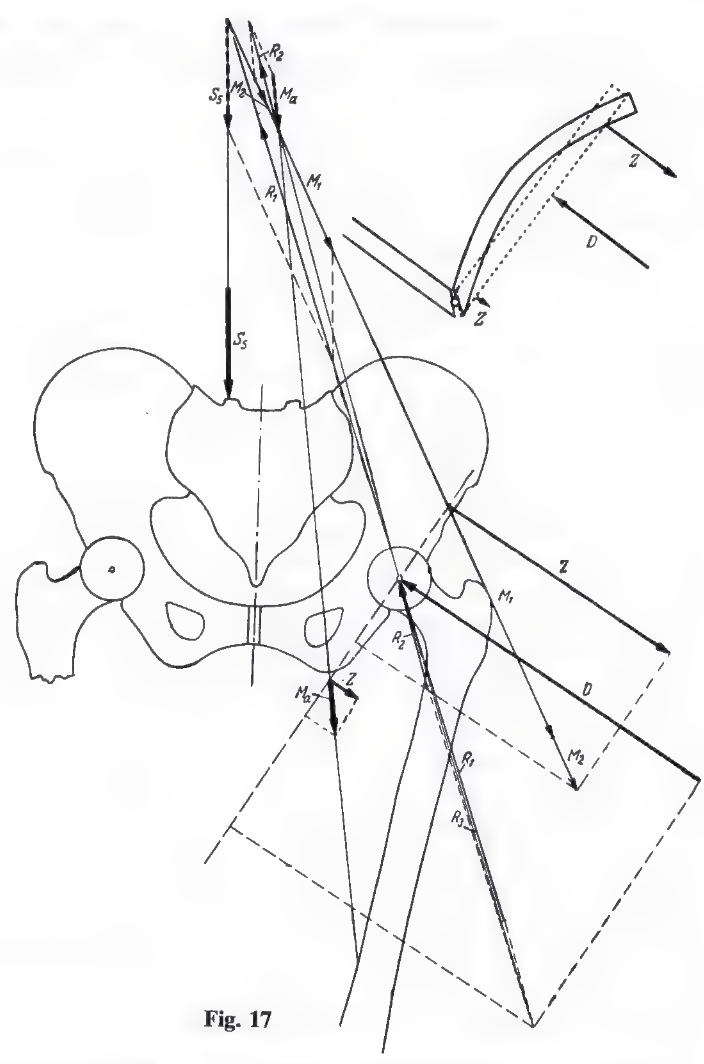


Fig. 17

que par la superposition des modes de sollicitation provoqués simultanément dans les deux plans.

1. Lors de la station sur les deux membres inférieurs, une sollicitation en traction et en flexion se produit dans la symphyse. Du fait de la superposition de la traction et de la flexion, il est possible qu'en station sur les deux membres inférieurs, des contraintes de compression apparaissent aussi dans la partie supérieure de la symphyse malgré la sollicitation en traction.

2. Lors de l'appui unilatéral de la marche, un cisaillement important se produit dans la symphyse, simultanément suivant deux directions perpendiculaires. Il existe en outre une sollicitation en compression et en flexion. Cette dernière provoque des contraintes de traction dans la partie supérieure, des contraintes de compression dans la partie inférieure de la jointure. La superposition de la compression et de la flexion peut aussi entraîner des contraintes de traction dans la partie supérieure de la symphyse, là où, en station sur les deux membres inférieurs, des contraintes de compression peuvent se produire.

L'analyse démontre donc que la symphyse est sollicitée en cisaillement et, à cause du changement du mode de sollicitation en station debout et à la marche, elle l'est en outre partout alternativement en compression et en traction.

Du fait du mode de sollicitation ainsi déterminé, on peut s'attendre à ce que l'image histologique de la symphyse montre la formation des tissus suivants :

1. des faisceaux de fibrilles allant obliquement d'une face à la face opposée, dans toutes les directions de l'espace. Ils servent à reprendre les contraintes de cisaillement.

2. des faisceaux de fibrilles surtout de direction horizontale, reliant les deux faces de la symphyse et servant à reprendre les contraintes de traction.

3. du tissu cartilagineux pour reprendre les contraintes de compression.

C'est bien ce que présente l'image histologique. Ainsi il n'y a pas de contradiction entre la structure des tissus et la sollicitation déterminée plus haut.

La deuxième objection de LÜHKEN d'après laquelle la déformation du bassin ostéomalacique n'est pas compréhensible si la symphyse est sollicitée en traction, n'est pas valable. LÜHKEN la base sur la conception erronée que la sollicitation de la symphyse et la déformation du bassin affaibli sont provoquées par les mêmes forces, c.-à-d. par une compression transversale.

Toutes les analyses ont montré que la sollicitation de la symphyse, même sa sollicitation en compression lors de la station sur un seul membre inférieur, est indépendante de celle du bassin par la tête du fémur. Elle doit l'être, puisque la compression latérale de la tête du fémur contre le bassin est provoquée par un groupe de forces qui se cantonnent à une moitié du bassin et ne s'exercent pas sur l'autre moitié. Par conséquent, ce groupe de forces n'exerce aucune influence sur la sollicitation de la symphyse. Il est constitué par les muscles qui, lors de la période d'appui unilatéral de la marche, fixent le bassin par rapport à la tête du fémur en charge et par la force de réaction dans l'articulation. Ceci apparaît dans la représentation graphique fig. 17.

Le poids du corps S_5 est équilibré par les abducteurs M_1 et par la force de réaction dans l'articulation de la hanche R_1. Puisque, pour stabiliser le bassin dans le plan sagittal au niveau de la hanche, les adducteurs M_a interviennent aussi, la pression dans l'articulation est encore augmentée de la grandeur R_2. Ainsi la pression articulaire totale durant la période d'appui unilatéral de la marche atteint la grandeur R_3. Cette pression articulaire élevée agit en compression sur le bassin avec la composante D en opposition aux deux composantes de traction Z, sans solliciter la symphyse de quelque façon que ce soit. Elle doit déformer le bassin affaibli de la même façon que la poutre représentée au dessus de façon plus simple. Le tonus musculaire agit de façon analogue en position couchée. La pression dans l'articulation est alors provoquée par l'action antagoniste des abducteurs M_1 et des adducteurs M_a. Cette pression est considérablement plus petite mais agit de façon permanente.

De ceci il ressort que la déformation du bassin affaibli provient de forces qui n'interviennent pas dans la sollicitation de la symphyse. Par conséquent, il n'existe aucune dépendance directe entre la déformation du bassin affaibli et la sollicitation de la symphyse.

4. Principes de construction de l'appareil moteur. Leur importance pour la sollicitation des os tubulaires *

Première contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien.

Avec 38 Figures

De son étude de la morphologie et de la structure fonctionnelles de l'os, Roux a conclu que ce dernier est construit avec la plus grande économie de matériau. L'appareil de soutien humain se plie ainsi à la même exigence fondamentale que les machines. Outre l'économie financière, la légèreté de la construction de celles-ci présente un avantage : une diminution de poids réduit la dépense d'énergie nécessaire pour vaincre le poids propre de la machine, les forces d'inertie et le frottement. Cette énergie est perdue pour le fonctionnement de la machine. Mais la légèreté de construction présente une importance encore plus considérable pour l'appareil moteur humain car la dépense d'énergie improductive est beaucoup plus grande pour celui-ci que pour les machines. En effet, le muscle utilise de l'énergie non seulement pour mobiliser les membres, mais aussi pour soutenir des charges, ce qui n'est pas le cas pour une grue par exemple. En outre, l'entretien du matériau osseux suppose aussi une dépense d'énergie, contrairement à celui des matériaux techniques.

D'après les théories de Roux, l'os est construit avec la plus grande économie de matériau parce que sa configuration et sa structure interne sont adaptées jusque dans les moindres détails à sa sollicitation décisive. Mais, même s'il était démontré que la résistance de l'os à la sollicitation décisive, c.-à-d. à une sollicitation bien déterminée, est assurée avec un minimum de matériau, ceci ne prouverait pas encore que le squelette représente une construction spécialement légère. En effet, la quantité de matériau nécessaire pour un élément de construction ne dépend pas seulement de la façon dont cet élément lui-même est construit, mais aussi et bien davantage de la grandeur de la sollicitation qu'il subit dans l'ensemble de la construction. On comprend facilement qu'une pièce de machine, pour chaque type de construction, même le plus favorable, puisse être d'autant plus légère que la sollicitation qu'elle subit lors du fonctionnement de la machine est plus petite. Mais la grandeur de la sollicitation des différents éléments d'une machine peut être considérablement réduite lors de la construction de cette machine, par l'application de principes de construction adéquats, et ceci sans nuire au fonctionnement de la machine. Par conséquent, la quantité de matériau d'une pièce de machine est déterminée non seulement par sa propre structure, mais aussi par la façon dont toute la machine est construite. Pour savoir si l'appareil moteur représente une construction légère, il faut donc répondre à deux questions :

1. Chaque os est-il construit avec un minimum de matériau pour sa sollicitation décisive, c.-à-d. pour une sollicitation bien déterminée?

2. La sollicitation de l'os est-elle maintenue aussi petite que possible par la façon particulière dont l'appareil moteur est construit?

Les recherches fondamentales de Roux ont déjà répondu par l'affirmative à la première question. Mais jusqu'à présent la seconde question n'avait pas encore été posée. Elle constitue l'objet de ce travail.

Puisque l'analyse qui suit se base sur des raisonnements théoriques en général peu familiers aux médecins, je vais d'abord rappeler brièvement quelques faits essentiels qui permettront de la comprendre. Je m'efforcerai de faciliter cette compréhension par une présentation aussi simple et évidente que

* Conférence présentée au Congrès des Anatomistes à Bonn (1946) Z. Anat. Entwickl. Gesch. 114, 129–166, 1948

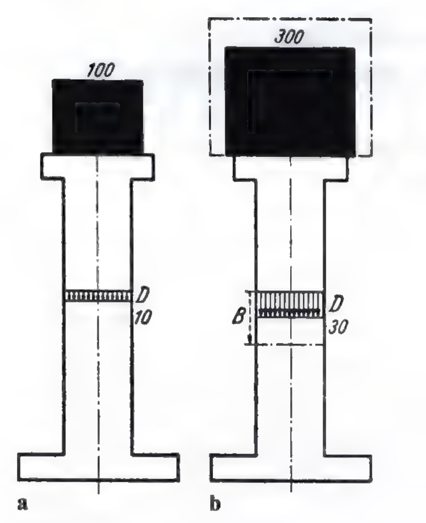


Fig. 1 a–b. Accroissement de la sollicitation par augmentation de la charge

possible. Partant de faits fondamentaux, je déduirai les principes qui y correspondent, je montrerai leur application pratique à une construction technique et enfin j'expliquerai leur application à l'appareil moteur.

Lorsqu'une colonne est chargée, des contraintes s'y produisent. Ces dernières équilibrent la charge. Elles sont d'autant plus grandes que la charge est plus lourde. Si le poids de celle-ci continue à augmenter, elles atteignent la contrainte de rupture et la colonne se brise. Les contraintes qui apparaissent dans une colonne mise en charge doivent par conséquent toujours être beaucoup plus petites que la contrainte de rupture. Elles doivent être d'autant plus petites que le coefficient de sécurité doit être plus grand. Si, par exemple, la colonne doit être construite avec un coefficient de sécurité de 6, la contrainte se produisant sous l'effet de la charge, c.-à-d. la contrainte «admissible», ne pourra atteindre que le sixième de la contrainte de rupture.

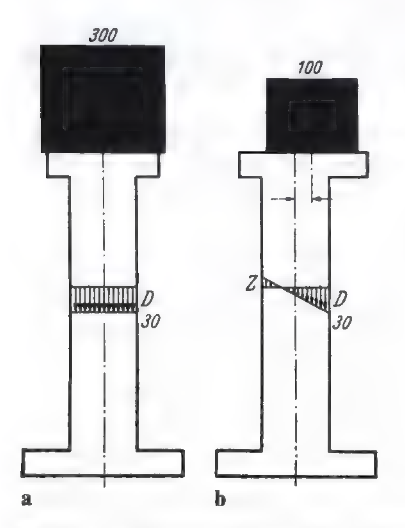


Fig. 2 a–b. Grandeur égale de la sollicitation malgré une distribution différente des contraintes

A la figure 1, les contraintes de compression uniformes provoquées par la charge sont transmises de haut en bas dans la coupe de la colonne. Leur grandeur est représentée à l'échelle par la longueur des flèches en chaque endroit de cette coupe. Dans la colonne présentant les dimensions choisies, la grandeur des contraintes de compression uniformes atteint 10 kg/cm² sous l'effet d'une charge de 100 kg, 30 kg/cm² sous l'effet d'une charge de 300 kg. La contrainte de rupture, qui atteindrait 60 kg/cm², est représentée par la ligne interrompue. La colonne fig. 1 a est, par conséquent, construite avec un coefficient de sécurité de 6, la colonne fig. 1 b avec un coefficient de sécurité de 2. Pour le coefficient de sécurité de 6 requis, la contrainte admissible est de 10 kg/cm².

Le danger de rupture ne dépend que de la grandeur de la contrainte maximale se produisant à n'importe quel endroit de la colonne. La distribution quantitative des contraintes dans la coupe n'exerce aucune influence sur le risque de rupture. C'est pourquoi celui-ci est le même dans les deux colonnes, fig. 2 a et 2 b, bien que dans la colonne 2 b sollicitée en flexion, seule la contrainte maximale de bord du côté comprimé atteigne 30 kg/cm² alors que dans la colonne 2 a les contraintes de compression atteignent 30 kg/cm² partout dans la coupe. C'est donc la contrainte maximale de bord qui détermine seule le risque de rupture. En effet, la première petite fissure dans la fibre du bord réduit le diamètre de la coupe portante et entraîne en même temps une augmentation considérable de la contrainte au fond de la fissure. Par conséquent, les contraintes au fond de la fissure dépassent celles qui ont entraîné l'apparition de cette fissure. Il en résulte une progression de l'entaille. Plus celle-ci progresse, plus le diamètre de la colonne se réduit, plus grandes deviennent les contraintes dans le fond de l'entaille et plus ra-

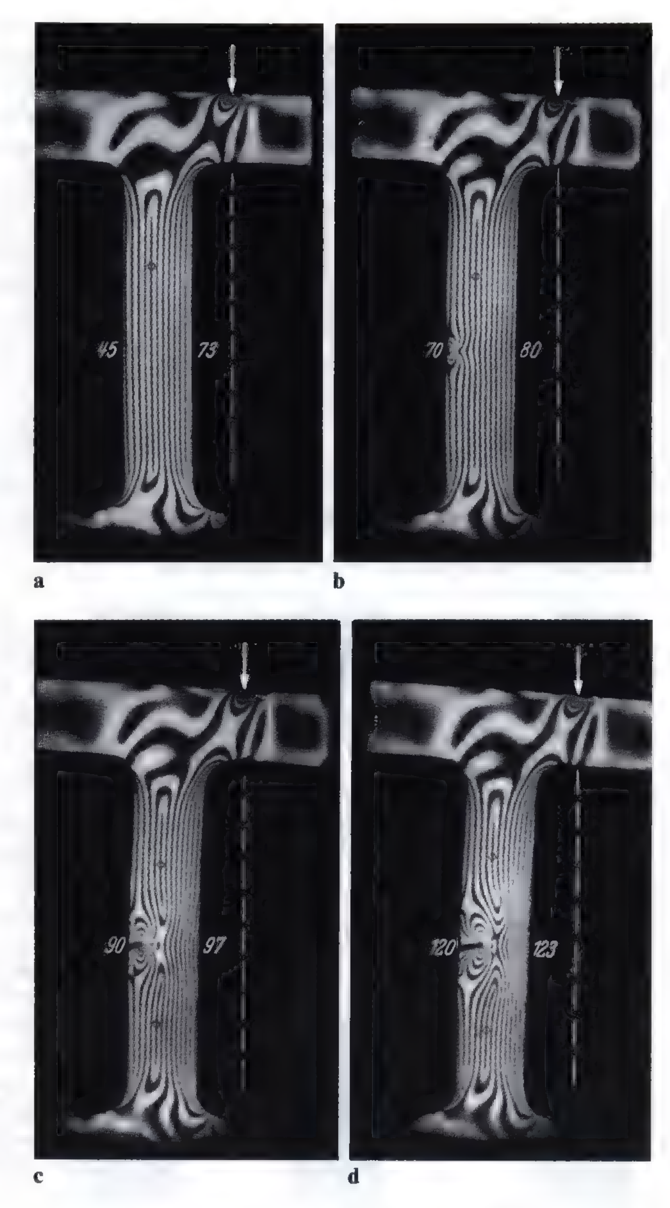


Fig. 3 a–d. Accroissement des contraintes par effet d'entaille, mis en évidence par une expérience photo-élastique

pidement progresse la rupture. L'augmentation des contraintes due à la première fissure dans la fibre du bord de la colonne porte le nom d'effet d'entaille. Il est représenté par l'expérience photo-élastique fig. 3.

L'expérimentation photo-élastique repose sur la possibilité de mettre en évidence la grandeur et la distribution des contraintes dans des modèles transparents, en utilisant une lumière polarisée circulaire. Dans les images, chaque ligne noire correspond à une grandeur bien définie des contraintes. Au niveau de la ligne marquée O, il n'y a aucune contrainte. Cette ligne situe la fibre neutre. Au niveau de la première ligne voisine de la ligne zéro, les contraintes ont une grandeur déterminée. Au niveau de chacune des lignes suivantes, la grandeur des contraintes est un multiple de celle des contraintes dans la première ligne. Ainsi le long de la seconde ligne, les contraintes valent deux fois celles de la première, le long de la troisième ligne trois fois et le long de la cinquième ligne cinq fois. Par simple comptage des lignes à partir de la ligne O, on peut donc déterminer im-

médiatement la grandeur des contraintes se produisant le long des différentes lignes. Par exemple, si le long de la première ligne voisine de la ligne O, la grandeur des contraintes atteint 10 kg/cm² et si au bord du modèle on trouve la cinquième ligne, comptée a partir de la ligne O, la plus grande contrainte de bord atteint la grandeur de 50 kg/cm². Le matériau utilisé pour le modèle fig. 3, présente une résistance à la traction nettement plus petite que celle à la compression, comme la fonte. Ainsi, lors de la sollicitation en flexion, dès que la limite de résistance est dépassée, la première fissure apparaît au bord du côté tendu. Pour pouvoir suivre l'effet d'entaille, la compression excentrique a été choisie telle que la contrainte maximale reste en dessous de la contrainte de rupture, même au fond de l'entaille, dans les quatre expériences. La fig. 3 a montre la colonne sans entaille. La contrainte maximale de bord atteint 45 kg/cm² du côté tendu, 73 kg/cm² du côté comprimé. La petite entaille du côté tendu (fig. 3 b) entraîne comme conséquence une augmentation de la contrainte de traction au fond de l'entaille, dépassant 70 kg/cm². Cependant, à cause de l'entaille, la contrainte maximale du côté comprimé atteint à peu près 80 kg/cm². L'approfondissement de l'entaille (fig. 3 c) accroît la contrainte au fond de celle-ci jusqu'à plus de 90 kg/cm² et au bord du côté comprimé jusqu'à 97 kg/cm². Si la fente est approfondie davantage (fig. 3 d), la contrainte dépasse 120 kg/cm² dans le fond de l'entaille et atteint environ 123 kg/cm² du côté comprimé. Si l'entaille dans le bord n'est pas réalisée artificiellement avec une scie, mais provient d'une augmentation de la sollicitation au-delà de la limite de rupture, elle se propage immédiatement à travers toute la coupe et entraîne une séparation instantanée des fragments.

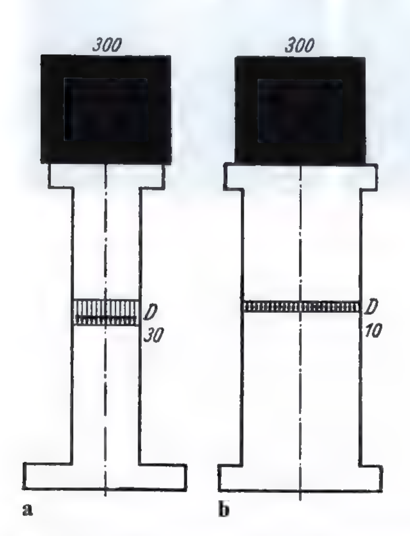


Fig. 4 a–b. Réduction de la sollicitation par un agrandissement de la coupe transversale

Sous l'effet d'une même charge, les contraintes sont d'autant plus petites que le diamètre de la colonne est plus grand, puisque la grandeur des contraintes est déterminée par le quotient force/surface. Par conséquent, des contraintes trop grandes peuvent être diminuées par une augmentation du diamètre et être ainsi ramenées à la valeur de la contrainte «admissible». Plus grandes sont les contraintes se produisant dans la colonne sous l'effet de la charge, plus grosse doit être la colonne et plus il faut de matériau pour assurer le même coefficient de sécurité.

La charge de 300 kg entraîne dans la colonne fig. 4 a des contraintes de compression de 30 kg/cm². Un agrandissement considérable du diamètre de la colonne (fig. 4 b) réduit celles-ci à la grandeur de la contrainte admissible, 10 kg/cm².

La grandeur des contraintes et par conséquent la quantité de matériau dépendent donc au premier chef de la *grandeur de la charge.* Plus grande est la charge, plus grandes sont les contraintes. Si le poids de la charge est trois fois plus grand (fig. 5 b), les contraintes ont une valeur trois fois plus élevée et passent de 10 kg/cm² à 30 kg/cm². Pour les ramener à la grandeur de la contrainte admissible, 10 kg/cm², il faut agrandir considérablement le diamètre de la colonne (fig. 5 c). Il en résulte une augmentation du poids de celle-ci, qui passe de 10 kg à 30 kg.

La grandeur des contraintes est déterminée en second lieu par la *situation de la charge.* Si celle-ci se trouve exactement au-dessus du milieu de la colonne, de sorte que sa ligne d'action corresponde à l'axe de la colonne, cette dernière est sollicitée purement en compression (fig. 6 a). Les contraintes de compression sont réparties uniformément dans toute la coupe et ont partout la même grandeur. Si la même charge est quelque peu déplacée latéralement par rapport à l'axe de la colonne (fig. 6 b), la contrainte maximale de bord devient déjà trois fois plus grande. Elle passe de 10 kg/cm² à 30 kg/cm². Elle atteint donc la même grandeur que sous l'effet d'une charge trois fois plus lourde non déplacée (fig. 5 b). Pour un déplacement un peu plus important, la contrainte maximale de bord grimpe à 12 fois sa valeur initiale. Elle passe de 10 kg/cm² à 120 kg/cm² (fig. 6 c). Le simple déplacement de la charge

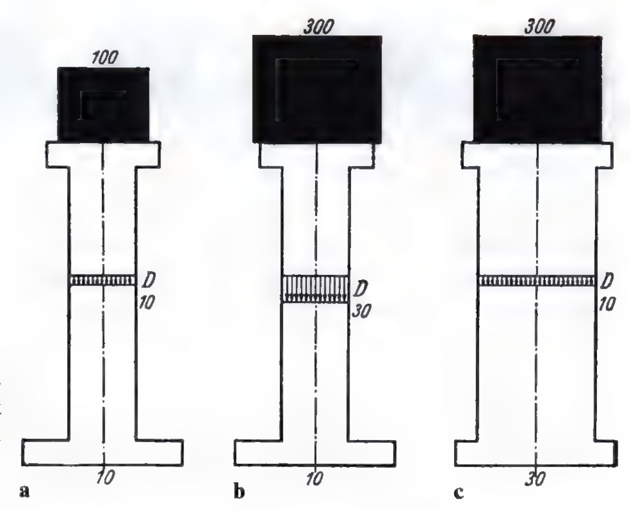


Fig. 5 a–c. Réduction à sa grandeur initiale d'une sollicitation accrue sous l'effet d'une charge plus lourde, grâce à un agrandissement de la coupe transversale

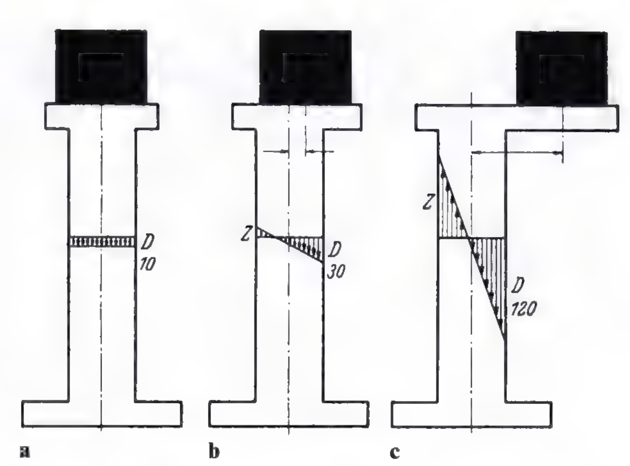


Fig. 6 a–c. Accroissement de la sollicitation par une situation excentrique de la charge (flexion surajoutée)

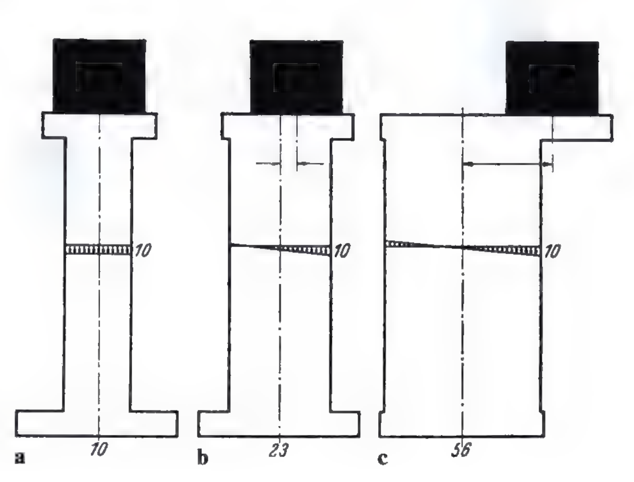


Fig. 7 a–c. Réduction de la sollicitation à sa grandeur initiale, par agrandissement de la coupe

entraîne une augmentation tellement rapide des contraintes parce que la charge excentrique sollicite la colonne non seulement en compression pure mais aussi et simultanément en flexion. Or les contraintes de flexion augmentent très rapidement et très fortement lorsque s'allonge la distance à laquelle la charge agit, c.-à-d. lorsque s'allonge le bras de levier au bout duquel la charge agit sur la colonne. Puisque le risque de rupture dépend de la contrainte maximale, le poids de la colonne doit passer de 10 kg à 23 kg pour assurer la même sécurité, à cause du petit déplacement de la charge (fig. 7 b). Pour un déplacement un peu plus important de celle-ci, une colonne ayant le même coefficient de sécurité devra peser 56 kg, c.-à-d. à près 6 fois le poids de la colonne initiale (fig. 7 c).

De ce qui précède, il apparaît que la quantité de matériau peut être réduite de deux façons : 1) par une diminution du poids de la charge et 2) par un raccourcissement du bras de levier de la charge, c.-à-d. par une modification appropriée de la situation de la charge. Ces deux possibilités de réduire la quantité de matériau sont cependant théoriques et ne peuvent être utilisées en pratique parce que la grandeur et la situation de la charge dépendent de la fonction assignée à la machine. Ainsi, dans toutes les constructions destinées à porter, la grandeur et la situation de la charge sont données et font partie des conditions auxquelles la construction doit être adaptée. Par exemple, ce n'est que s'il s'agit d'une colonne servant exclusivement à porter une charge, que cette charge peut être située au-dessus du milieu de la colonne. Celle-ci est alors sollicitée purement en compression (fig. 8 a). Par contre, dans une grue destinée à lever une charge, la traverse doit être prolongée d'un côté ne fût-ce que pour faire place à la charge à côté de la colonne de la grue (fig. 8 b). Suivant la destination de celle-ci, l'excentration doit avoir une grandeur différente et toujours déterminée. La même remarque vaut encore davantage pour la machine la plus simple destinée à déplacer une charge, c.-à-d. une grue à volée variable (fig. 8 c). La sollicitation considérable en flexion que la colonne de la grue subit sous l'effet de la charge ne peut être changée, que le système soit fixe ou mobile, parce que la situation de la charge est déterminée par la destination de la grue.

Mais même quand la grandeur et la situation de la charge, et par conséquent le type de sollicitation, ne peuvent être modifiés, il existe cependant une possibilité de réduire les contraintes provoquées par la flexion et, par là, de diminuer la quantité de matériau nécessaire. En effet, *la flexion peut être réduite par une «contre-flexion»*. Cette possibilité repose sur le mode particulier de distribution des contraintes dans la sollicitation en flexion. Ce mode de sollicitation entraîne des

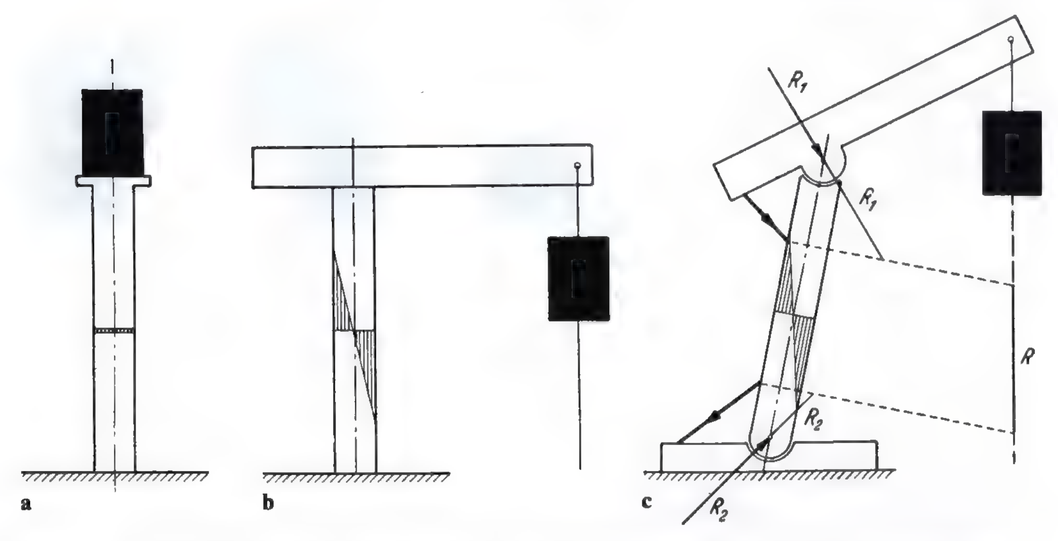


Fig. 8 a–c. Exemple de l'interdépendance entre le type de sollicitation et la destination de la construction

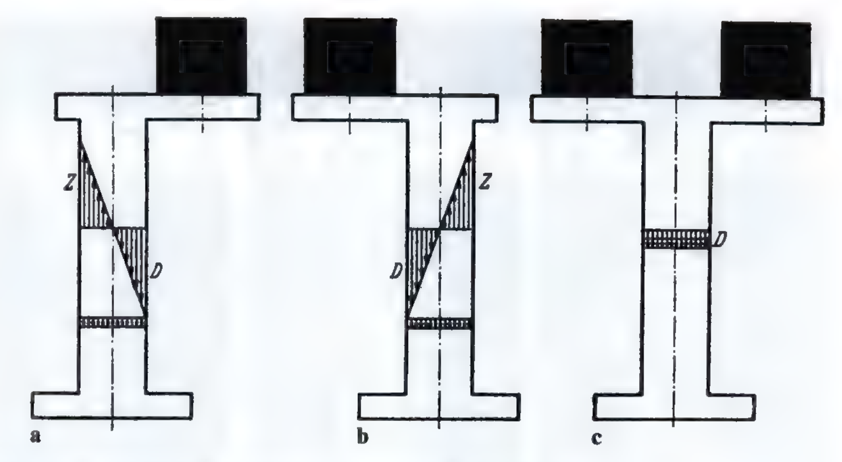


Fig. 9 a–c. Réduction de la sollicitation par l'addition d'une charge (contre-flexion)

contraintes de compression dans une moitié de la coupe et des contraintes de traction dans l'autre. Si la charge est située à droite de l'axe de la colonne, comme dans la figure 9 a, des contraintes de compression dues à la flexion se produisent dans la partie droite, des contraintes de traction dans la partie gauche de la coupe. Inversement, si la charge se trouve à gauche de l'axe de la colonne, les contraintes de compression dues à la flexion se trouvent dans la moitié gauche, celles de traction dans la moitié droite (fig. 9 b). Si les deux charges s'exercent en même temps, les contraintes de compression et celles de traction dues à la flexion s'éliminent les unes les autres dans chaque moitié de la colonne. Il ne reste donc que les petites contraintes de compression uniformes, qui sont provoquées par les deux charges (fig. 9 c). Mais la somme de ces contraintes de compression pure est considérablement plus petite que la contrainte de compression maximale qui résulte de la flexion et de la compression sous l'effet d'une seule charge [1]. Par conséquent, le contrepoids permet de réduire considérablement le matériau nécessaire. Bien que la charge soit doublée, les dimensions de la colonne peuvent être beaucoup plus petites pour un même coefficient de sécurité. Pour une contrainte admissible de 10 kg/cm², la colonne sollicitée par *une seule* charge doit peser 56 kg (fig. 10 a). Lorsqu'elle est sollicitée par les *deux* charges, son poids peut être réduit à 20 kg (fig. 10 b).

Un *hauban* exerce le même effet que le contrepoids. Il consiste en un tirant qui exerce au même endroit que le contrepoids la même force que celui-ci, dirigée vers le bas. La réduction des contraintes par un hauban apparaît particulièrement bien dans l'expérience photo-élastique (fig. 11).

La première colonne fig. 11 a est sollicitée en compression et en flexion par la force excentrique *K*. La fibre neutre désignée par O, où ne s'exerce aucune contrainte, se trouve à gauche du milieu, du côté tendu, parce qu'aux contraintes de flexion s'ajoutent des contraintes de compression pure. La contrainte maximale, qui seule détermine la grandeur de la sollicitation, se produit au bord de la colonne du côté comprimé. Elle atteint 94 kg/cm². A partir de la deuxième expérience, un hauban *G* exerce son action, d'abord avec une force minime (fig. 11 b). Ceci réduit déjà la contrainte de compression maximale de 94 kg/cm² à 79 kg/cm². Avec l'augmentation de la force exercée par le hauban (fig. 11 c à f), la contrainte maximale de compression diminue progressivement jusque 30 kg/cm². Elle ne peut être réduite davantage car, dans cette expérience, la flexion est complètement éliminée par la contre-flexion due au hauban. La colonne ne reste plus sollicitée que de façon uniforme, en compression (fig. 11 f).

[1] Pour mettre en évidence aussi clairement que possible l'effet de la contre-flexion, on a choisi un contrepoids de même grandeur se trouvant à la même distance de l'axe de la colonne que le poids. De cette façon, flexion et contre-flexion ont la même grandeur et s'éliminent complètement l'une l'autre.

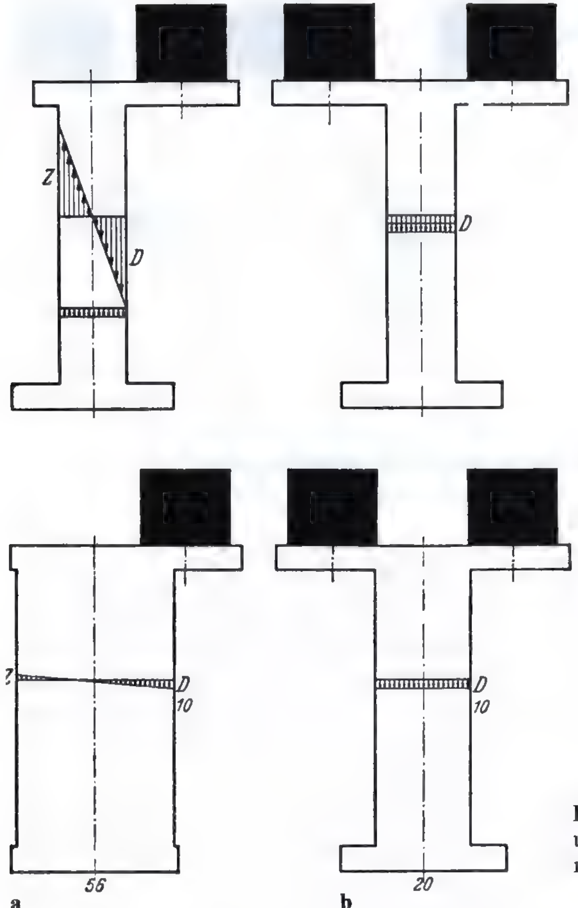


Fig. 10 a–b. Réduction de la sollicitation par un contrepoids et économie de matériau ainsi réalisée

Il existe une deuxième façon de réduire les contraintes de flexion par une contre-flexion. Elle consiste en une *courbure de la colonne.*

La colonne fig. 12 a est sollicitée en flexion par une force transversale et simultanément en compression pure par une force agissant suivant son axe. Les contraintes de compression dues à la flexion se produisent dans la moitié gauche de la colonne, celles de traction dans sa moitié droite. Seule la force de compression agit sur la deuxième colonne, courbe (fig. 12 b). A cause de sa courbure, celle-ci est sollicitée en flexion. A l'inverse de ce qui se passe dans la première colonne (fig. 12 a), les contraintes de compression dues à la flexion se produisent dans la moitié droite de la deuxième colonne, les contraintes de traction dans la moitié gauche. Sur la troisième colonne courbe (fig. 12 c), les mêmes forces agissent que sur la première, c.-à-d. une force transversale et une force de compression. Puisque les contraintes de flexion dues d'une part à la courbure de la colonne, d'autre part à la force transversale, ont des signes contraires, elles s'éliminent les unes les autres. Seules restent actives les petites contraintes de compression uniformes [2]. Par conséquent, à coefficient de sécurité égal, le poids de la colonne est réduit de 53 kg à 12,5 kg uniquement grâce à une courbure de l'axe de la colonne (fig. 13 a et b).

Un exemple pratique, de nouveau le schéma d'une grue, montrera comment, dans la technique de la construction, les deux possibilités de réduire la flexion par une contre-flexion sont utilisées pour diminuer la quantité de matériau.

---

[2] Pour faciliter l'exposé, la grandeur de la force transversale et la courbure de la colonne furent choisies telles que les contraintes de flexion provoquées par l'une et par l'autre soient égales. Elles s'éliminent donc complètement les unes les autres lorsque force et courbure sont présentes.

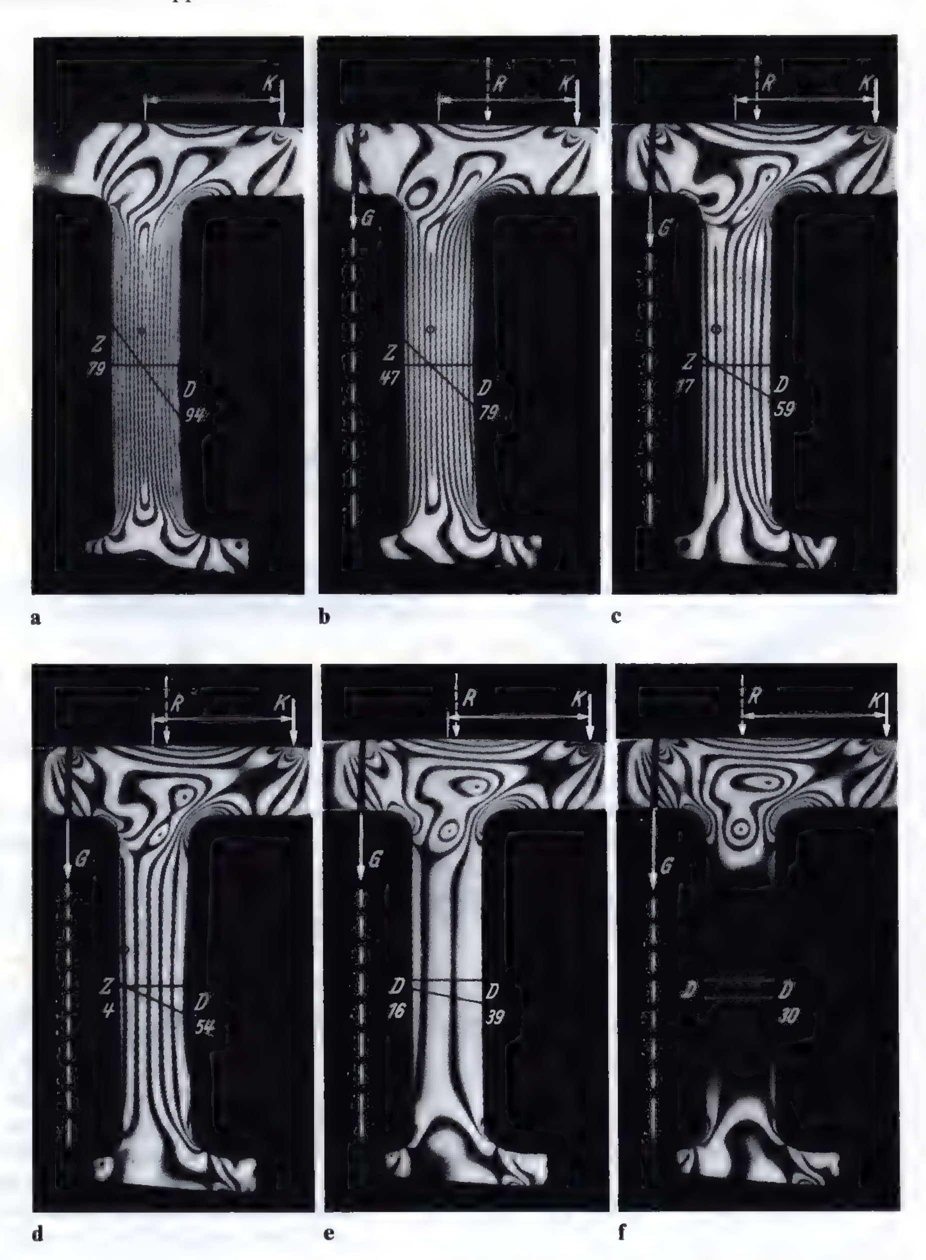


Fig. 11 a – f. Réduction de la sollicitation due à un hauban, illustrée par une expérience de photo-élasticité

La fig. 14 a représente une grue de la conception la plus primitive. Le poids calculé de la grue atteint 218 kg. La deuxième image, fig. 14 b, est le schéma d'une grue pylône. La seule différence consiste en l'apport d'un poids sur la traverse à l'extrémité de celle-ci opposée à la charge. Ce poids tend à infléchir la colonne verticale de la grue dans le sens opposé à la charge. Il exerce l'effet d'un hauban. Ceci réduit considérablement l'importante sollicitation en flexion à laquelle la charge soumet la colonne de la grue. Par conséquent, celle-ci peut être construite bien plus légèrement bien qu'elle supporte une

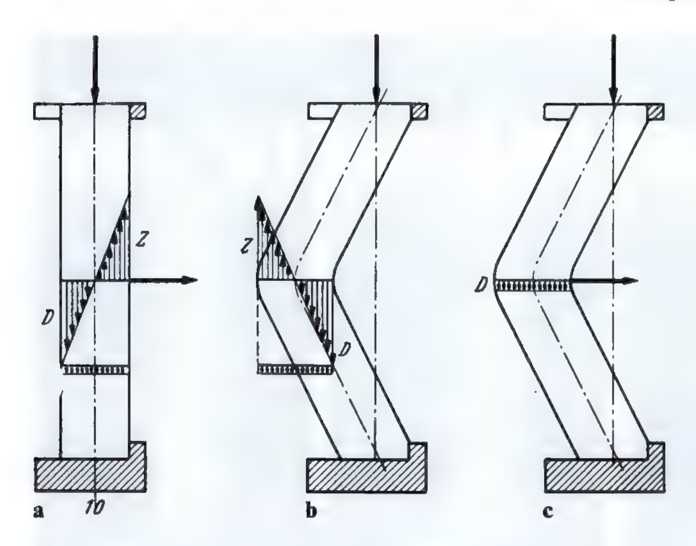


Fig. 12 a–c. Réduction de la sollicitation par incurvation de l'axe de la colonne (contre-flexion)

charge plus grande. Son poids est réduit de 218 kg à 189 kg. Le troisième schéma fig. 14 c représente la même grue pylône équipée d'un hauban agissant sur la traverse. Le hauban tend à infléchir celle-ci dans le sens opposé à la charge. Grâce à lui, l'importante sollicitation en flexion que subit la traverse sous l'effet de la charge est considérablement réduite. Par conséquent, cette traverse peut être plus légère, ce qui ramène le poids de la grue à 164 kg. Dans le quatrième schéma, fig. 14 d, l'incurvation de la traverse associée à la présence du tirant réduit les contraintes de flexion par une contre-flexion, comme le hauban agissant sur la traverse droite. Ce mode de construction permet de réduire davantage le poids de la grue, jusqu'à 155 kg. En effet, à cause de l'incurvation de la traverse, la colonne verticale peut être raccourcie tout en assurant la même hauteur de levage.

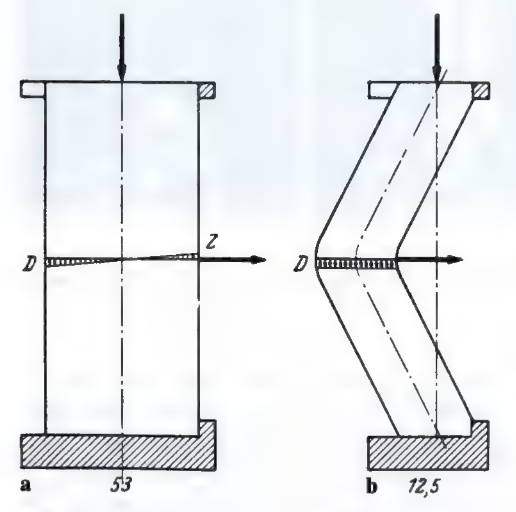


Fig. 13 a et b. Economie de matériau rendue possible par l'incurvation de l'axe de la colonne

La quantité de matériau peut être réduite, non seulement par une diminution de la sollicitation dans la coupe mais aussi, d'une façon fondamentalement différente, par la meilleure utilisation possible du matériau, pour une grandeur donnée de la sollicitation en flexion. Ceci peut s'obtenir :

1. par une coupe variant à chaque endroit de la traverse, de dimension telle que les contraintes maximales de bord aient partout la même grandeur, c.-à-d. celle de la contrainte admissible. La traverse représente alors un solide d'égale résistance.

2. par une concentration du matériau aux endroits de la coupe où se produisent les contraintes maximales. Lorsque la sollicitation en compression est axiale, les contraintes atteignent la même grandeur partout dans la coupe (fig. 15 a). Par conséquent, dans la coupe d'une colonne massive, le matériau est utilisé aussi bien partout, pour résister. Par contre, sous l'effet d'une sollicitation en flexion, les contraintes sont réparties de façon très inégale dans la coupe (fig. 15 b). Elles sont maximales aux bords et tombent à zéro au niveau de la fibre neutre. Par conséquent, si la colonne est massive, le matériau situé au

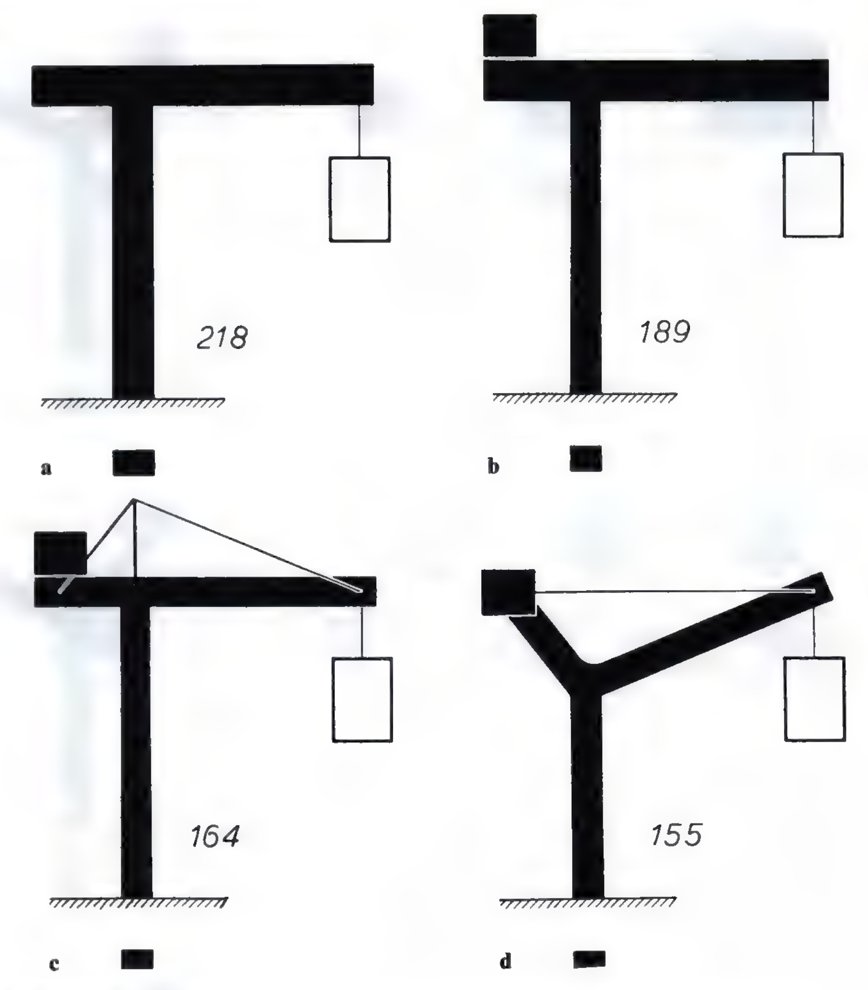


Fig. 14 a – d. Utilisation du hauban dans le schéma d'une grue et économie de matériau ainsi réalisée

niveau de la fibre neutre n'est pas utilisé pour la résistance, au voisinage de la fibre neutre il l'est très mal et il ne l'est très bien qu'aux bords où se produisent les contraintes maximales. Pour une sollicitation en flexion, il existe donc une possibilité de mieux utiliser le matériau si l'on situe celui-ci là où agissent les contraintes maximales et si on le supprime là où les contraintes sont nulles ou minimes, en d'autres mots, si au lieu d'utiliser une colonne massive, on a recours à une poutre double T ou à un tube (fig. 15 c). Si la colonne revêt la forme d'un tube plutôt que d'être massive, son poids, dans l'exemple représenté, peut être ramené de 10 kg à 6 kg pour le même coefficient de sécurité.

L'application pratique de ce deuxième principe peut être démontrée pour la grue déjà citée. Le premier schéma (fig. 16 a) représente à nouveau la construction la plus légère de la grue, formée de matériau massif, lorsque la traverse présente partout le même diamètre. Mais puisque les contraintes augmentent depuis l'extrémité libre en direction de la colonne, la traverse ne présente le diamètre nécessaire qu'à l'endroit de sa jonction avec la colonne. Ailleurs elle est beaucoup trop grosse. Le deuxième schéma (fig. 16 b) représente la construction massive lorsque la traverse ne présente en chaque endroit que la résistance nécessaire. De cette façon, la contrainte maximale correspond à la contrainte

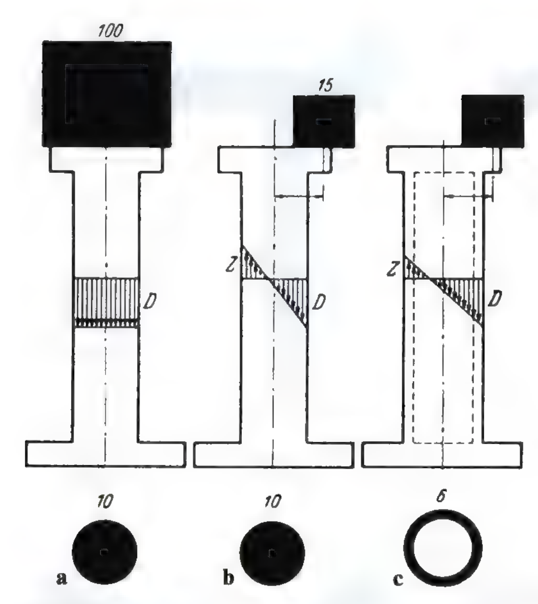


Fig. 15 a–c. Exemple d'économie de matériau lors de la sollicitation en flexion, grâce à un arrangement approprié du matériau dans la coupe (forme tubulaire)

admissible et la traverse constitue un solide d'égale résistance. Grâce à cette construction, le poids de la grue peut être ramené de 155 kg à 115 kg. Dans le troisième schéma (fig. 16c), la légèreté de construction est encore poussée plus loin. La colonne de la grue n'est plus massive mais est constituée d'une poutre double T. Le matériau est donc déplacé vers la périphérie, c.-à-d. là où se produisent les contraintes maximales. Il est ainsi utilisé au mieux pour résister. D'autre part, la traverse est constituée d'un treillis [3]. Grâce à ceci, le poids de la grue peut être ramené à 50 kg.

Les deux principes destinés a réduire la quantité de matériau, expliqués par le schéma de la grue, ont un point commun : ils ne valent que pour une sollicitation en flexion. Par conséquent, ces deux principes ne peuvent être appliqués à l'appareil moteur que si l'os tubulaire est sollicité en flexion. Mais ceci est en contradiction avec la conception acceptée jusqu'à présent. D'après TRIEPEL,

[3] Dans un travail concernant l'architecture de l'os spongieux et son explication, je reviendrai sur l'importance que revêt le treillis pour la légèreté de la construction.

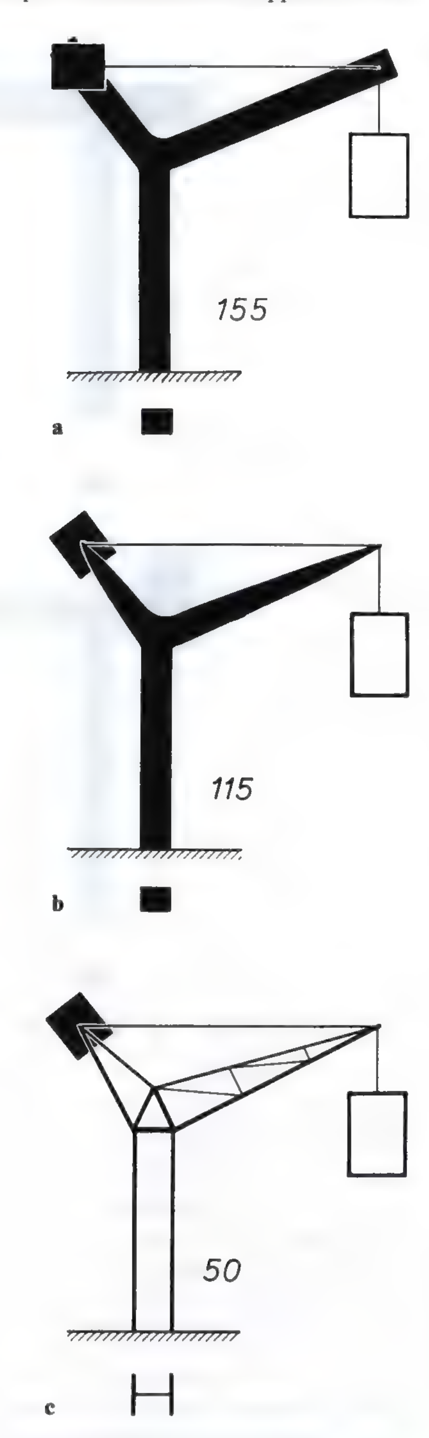


Fig. 16 a–c. Exemple d'économie de matériau dans le schéma d'une grue, par l'adaptation du diamètre de la coupe à la sollicitation locale et par l'arrangement favorable du matériau dans la coupe (treillis)

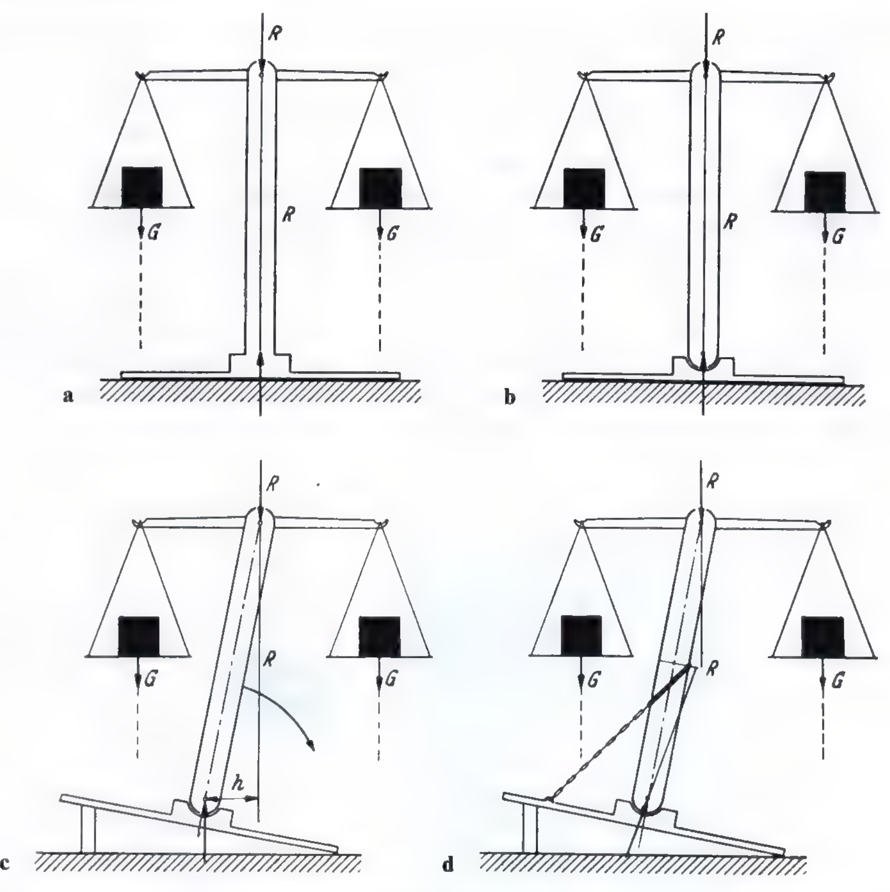


Fig. 17 a–d. Explication du type particulier de sollicitation de l'os tubulaire, par le schéma d'une balance

les os tubulaires ne sont pratiquement jamais sollicités en flexion. Ils ne pourraient l'être qu'occasionnellement dans des circonstances bien définies. D'après Roux, Gebhardt et la plupart des auteurs, les os tubulaires sont sollicités au flambage, c.-à-d. par une pression axiale. Ce n'est «qu'à cause de leur longueur proportionnellement beaucoup plus importante que leur largeur, que la sollicitation axiale ne coïnciderait pas partout exactement avec l'axe osseux». Il semblerait donc que les os tubulaires sont essentiellement sollicités en compression et que la sollicitation en flexion n'y joue qu'un rôle accessoire. Mais cette conception ne peut être juste. Au contraire, c'est la flexion qui est décisive et qui représente la sollicitation dangereuse pour l'os. Ceci sera d'abord confirmé par un raisonnement simple. Pour en faciliter la compréhension, je partirai de la sollicitation de la colonne d'une balance.

Les deux charges d'une balance s'équilibrent de part et d'autre du couteau (fig. 17 a). Par conséquent, la force de compression *R* résultant de ces deux charges *G* doit passer par le couteau. Si elle passait à côté de celui-ci, le fléau de la balance basculerait. Puisque la colonne de la balance est verticale et que, par la pesanteur, les poids agissent verticalement, leur résultante *R* doit donc correspondre à l'axe de la colonne dans toute sa longueur. La colonne est ainsi sollicitée axialement en compression, c.-à-d. qu'elle subit partout une sollicitation en compression pure. Mais, si la force de compression résultante *R* correspond à l'axe de la colonne, celle-ci peut être aussi articulée à son extrémité inférieure, pour autant que le centre

de rotation de cette articulation se trouve sur l'axe (fig. 17 b). Dans ce cas, il y a aussi équilibre au niveau de l'articulation inférieure. Cet équilibre est instable. Il en va autrement lorsque toute la colonne est inclinée (fig. 17 c). Dans ce cas, par la pesanteur, les poids agissent toujours verticalement. Il y a équilibre au niveau du couteau. La résultante des deux poids doit donc passer par ce point. Puisqu'elle agit verticalement, alors que l'axe de la colonne est oblique, elle forme un angle avec cet axe et passe à une certaine distance du centre de rotation de l'articulation inférieure. Par conséquent, elle entraîne un moment de rotation par rapport à celle-ci et provoque un basculement de la colonne vers la droite. Ce basculement ne peut être empêché que par une traction, par exemple au moyen d'une chaîne, attachée à la colonne elle-même et qui maintient celle-ci dans sa position oblique. La traction doit entraîner un moment de sens opposé et de grandeur égale à celui de la résultante (fig. 17 d). Ceci rétablit l'équilibre au niveau de l'articulation inférieure. Mais alors la résultante de toutes les forces doit passer par le centre de rotation de cette articulation inférieure. A partir du niveau où commence à agir la traction du câble, la résultante *R* doit se diriger en droite ligne vers le centre de rotation de l'articulation inférieure et croiser celui-ci. La résultante *R* se trouve donc partout en dehors de l'axe, excepté aux centres de rotation. Elle agit sur la colonne au bout d'un bras de levier plus ou moins long. Par conséquent, la colonne n'est pas seulement sollicitée en compression mais aussi et de façon importante en flexion.

La sollicitation de l'os tubulaire est analogue à celle de la colonne fig. 17 b, si l'on suppose le cas le plus simple où le poids du corps *K* est équilibré au niveau des deux articulations par un muscle biarticulaire *m* (fig. 18 a). Si le poids du corps *K* et la traction musculaire *m* agissent de façon exactement parallèle à l'axe de l'os – comme les poids agissent sur la colonne de la balance – alors leur résultante *R* correspond à l'axe de l'os dans toute sa longueur. Mais cette condition ne se rencontre pas dans l'appareil moteur parce qu'en règle générale, ni le poids du corps ni les forces musculaires n'agissent parallèlement à l'axe de l'os. Si une seule de ces deux forces est oblique par rapport à ce dernier, par exemple le poids du corps *K* dans la fig. 18 b, alors la résultante *R* des deux forces forme aussi un angle avec l'axe de l'os et sa ligne d'action passe à une cer-

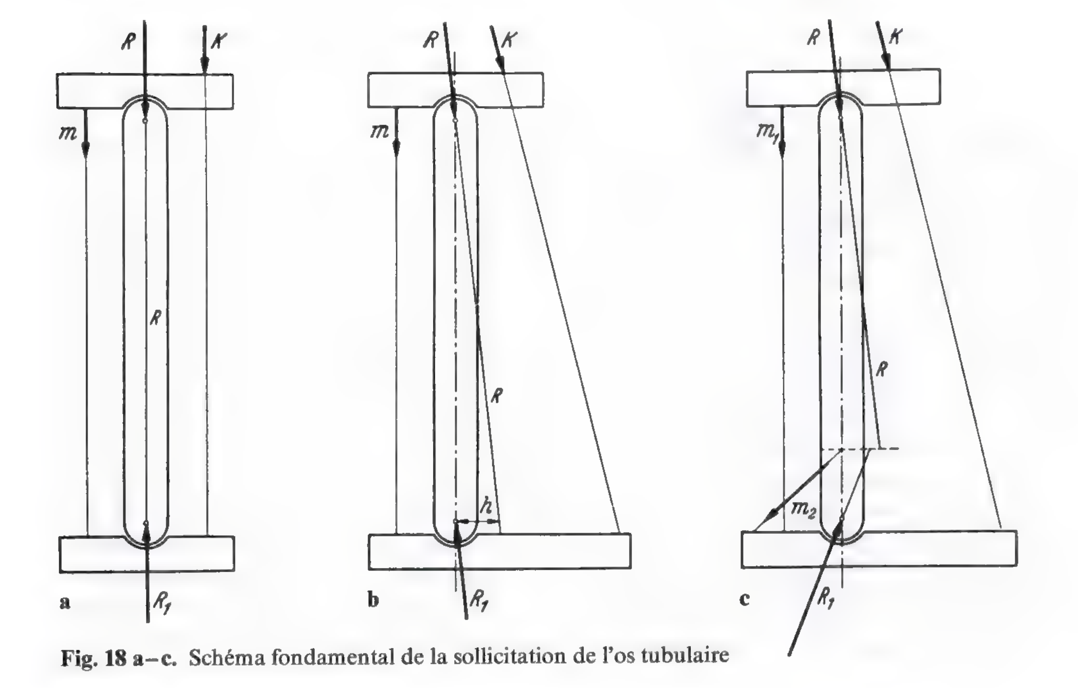


Fig. 18 a–c. Schéma fondamental de la sollicitation de l'os tubulaire

Fig. 19 a–b. Sollicitation de la diaphyse fémorale par le poids du corps

taine distance de l'articulation inférieure. C'est pourquoi, comme pour la balance, il faut encore au moins une traction appliquée à l'os lui-même c.-à-d. au moins un muscle monoarticulaire m_2, pour rétablir l'équilibre au niveau de l'articulation inférieure et permettre ainsi de mettre l'os en charge (fig. 18 c). Par conséquent, la force de compression résultant du poids du corps et des forces musculaires doit se trouver plus ou moins éloignée de l'axe de l'os, partout sauf aux centres des articulations. Ainsi, dans tous les cas, *l'os tubulaire est physiologiquement sollicité en flexion de façon importante.*

Il est démontré que des contraintes de flexion se produisent dans la coupe de l'os. Il est donc possible d'économiser du matériau par un mode de construction approprié de chaque os en particulier. ROUX, dans sa théorie de la forme et de la structure fonctionnelles de l'os, a indiqué que le principe du minimum-maximum est réalisé dans la construction de chaque os et de quelle façon il est réalisé. Il l'a démontré en grands traits, si pas toujours de façon exacte dans tous les détails. D'autre part, le poids du corps et les



Fig. 20. Tractus ilio-tibial

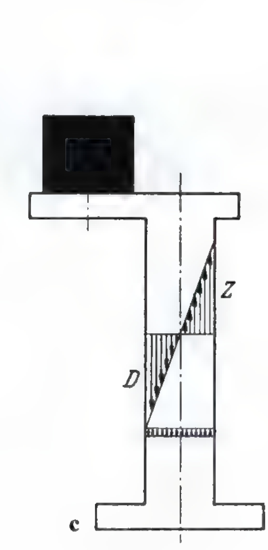


Fig. 21 a–c. Effet de hauban du tractus ilio-tibial sur la sollicitation de la diaphyse fémorale par le poids du corps

charges additionnelles se trouvent toujours plus ou moins excentriques par rapport à l'os, de sorte que celui-ci est sollicité en flexion de la même façon que la colonne de la grue l'est par sa charge (fig. 14 a). L'appareil moteur, comme la grue, remplit donc les conditions permettant de maintenir aussi petite que possible la sollicitation dans la coupe de l'os tubulaire grâce à des principes de construction particuliers. Nous montrerons par quelques exemples que ce deuxième principe permettant de réduire la quantité de matériau dans l'appareil moteur est aussi réalisé et de quelle façon.

Considérons d'abord le fémur. Lors de sa sollicitation décisive durant la période d'appui unilatéral de la marche, le centre de gravité de la partie du corps supportée par le fémur se situe au-delà du milieu du corps, vers la jambe oscillante. La ligne d'action de cette partie du corps S_5 est donc fortement excentrique par rapport à la diaphyse fémorale (fig. 19 a). Puisque le bassin est maintenu horizontal par les abducteurs pontant la hanche du membre en charge, il forme avec le fémur un système de support rigide à la façon d'une grue, comme l'indique le hachuré. Par conséquent, la diaphyse du fémur est sollicitée fortement en flexion par le poids partiel du corps S_5, de façon analogue à la colonne voisine (fig. 19 b). Le tractus ilio-tibial est latéral par rapport au fémur (fig. 20, 21 a

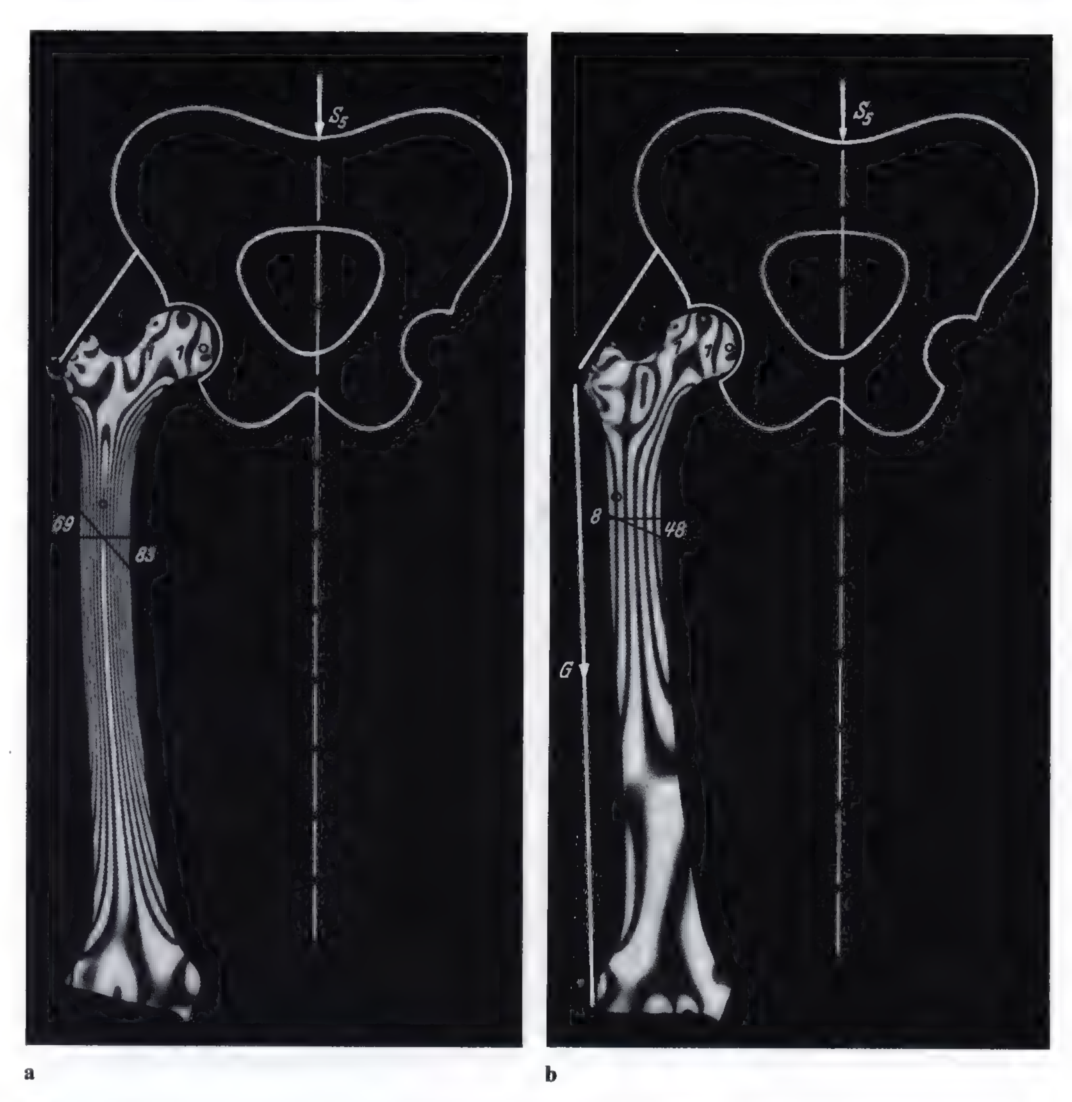


Fig. 22 a et b. Représentation schématique de la réduction de la sollicitation de la diaphyse fémorale grâce à l'effet de hauban du tractus ilio-tibial. Expérience photo-élastique

et b). *Lorsqu'il est tendu, il agit comme un hauban et fournit une contre-flexion.* Il agit sur l'axe du fémur de la même façon que le poids sur la colonne voisine (fig. 21 c). Le tractus se tend automatiquement dès l'instant où le fémur du membre en charge supporte le poids du corps. Mais le tractus est tendu par les mêmes muscles qui fixent et maintiennent le bassin lors de l'appui unilatéral sur le membre en charge, aussi bien en direction frontale que sagittale. Ce sont ces mêmes muscles dont la mise sous tension rend possible la transmission du poids du corps au fémur. Le tractus est encore rendu plus efficace par la contraction du vaste externe dont l'augmentation de volume l'éloigne de la diaphyse du fémur. Ceci allonge le bras de levier *h* au bout duquel le tractus exerce une action fléchissante sur la diaphyse du fémur et accentue encore considérablement son effet de décharge. Le maximum d'efficacité de son action est donc provoqué par un muscle qui, en fixant le genou légèrement fléchi, permet la transmission du poids

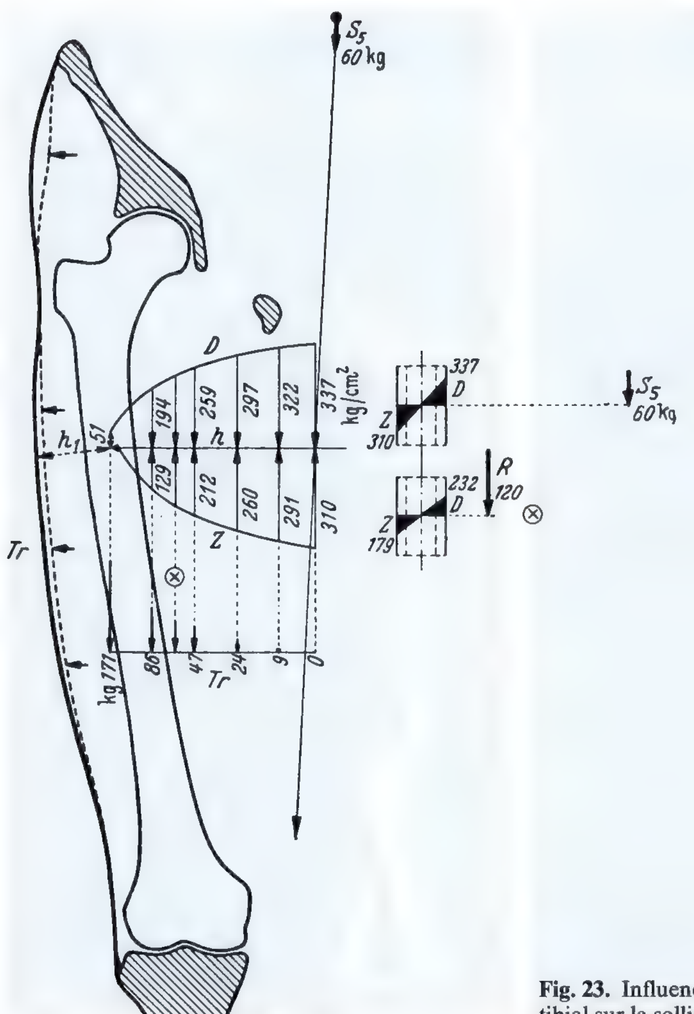


Fig. 23. Influence de la tension du tractus ilio-tibial sur la sollicitation de la diaphyse du fémur

du corps au membre en charge. L'action de décharge du tractus ilio-tibial sur la diaphyse fémorale se produit automatiquement au moment décisif et persiste aussi longtemps que dure la grande sollicitation en flexion de la diaphyse du fémur par le poids du corps. Une expérience photo-élastique illustre particulièrement bien l'action fondamentale du tractus ilio-tibial sur la sollicitation de la diaphyse fémorale.

La fig. 22 a représente l'action isolée du poids du corps S_5 entraînant une sollicitation très forte de la diaphyse fémorale en flexion. La contrainte maximale de bord est indiquée par le numéro d'ordre des lignes noires (isochromes). Elle atteint 83 kg/cm² du côté comprimé, 69 kg/cm² du côté tendu. La fibre neutre (O) se situe près du centre mais du côté tendu parce que les contraintes de flexion se surajoutent aux contraintes uniformes de compression pure. Si le hauban *G* (le tractus ilio-tibial) est progressivement mis en tension, le nombre de lignes noires diminue et, pour une tension du hauban dont la grandeur par rapport au poids du corps est représentée dans la fig. 22 b par la longueur de la flèche *G*, la contrainte de compression maximale est ramenée de 83 à 48 kg/cm² et la contrainte de traction maximale de 69 à 8 kg/cm². L'expérience montre en même temps que la tension du tractus, comme tout hauban, réduit beaucoup plus fortement les contraintes de traction que celles de compression. Et ici apparaît un avantage supplémentaire de l'action du hauban. En effet, d'une part le matériau osseux résiste moins bien à la traction qu'à la compression. D'autre

part, les contraintes de flexion dues au poids du corps seul ont à peu près la même grandeur du côté comprimé et du côté tendu de la diaphyse fémorale parce que le poids du corps agit sur cette diaphyse au bout d'un long bras de levier. Puisque le tractus ilio-tibial réduit plus fortement les contraintes de traction que celles de compression, il en résulte une proportion entre les contraintes maximales de bord qui, en principe correspond beaucoup mieux à la différence de résistance que présente le matériau osseux à la compression et à la traction. Ceci ressort aussi des deux diagrammes de la fig. 23. Lors de la sollicitation de la diaphyse fémorale par le poids du corps S_5 seul (diagramme supérieur), les grandeurs des contraintes maximales de compression et de traction sont dans le rapport :

$$\frac{D\,337}{Z\,310} = \frac{1{,}09}{1}$$

Lorsque le tractus agit simultanément (diagramme inférieur), ce rapport est de :

$$\frac{D\,232}{Z\,179} = \frac{1{,}30}{1}$$

Contrairement au schéma choisi pour l'expérience photo-élastique, le dessin fig. 23 illustre l'effet du tractus ilio-tibial sur l'abaissement des contraintes, tenant compte des conditions anatomiques, pour des grandeurs différentes de la tension du tractus.

Les dimensions du dessin correspondent à celles de la préparation anatomique fig. 21 a. La situation de la ligne d'action du poids partiel du corps agissant sur le fémur durant la période d'appui unilatéral du pas est basée sur les données du travail de Braune et Fischer, «Der Gang des Menschen». Le pointillé à la partie latérale de la cuisse représente le contour du tractus ilio-tibial lorsque la musculature est relâchée. Le trait plein *Tr* le représente lorsque les muscles interposés entre le tractus et la diaphyse du fémur sont contractés au maximum comme dans la coupe fig. 21 a. Le tractus est écarté de l'os par l'augmentation de volume du vaste externe. Ceci allonge son bras de levier qui devient h_1. Les flèches verticales se trouvant sur la ligne transversale inférieure indiquent la situation de la résultante du poids du corps et de la traction du tractus ilio-tibial lorsque la force exercée par celui-ci a la grandeur indiquée à côté de chaque flèche. Le diagramme supérieur gauche donne la grandeur des contraintes maximales de compression et de traction pour chaque situation de la résultante. Ces contraintes sont provoquées, dans la coupe fémorale désignée, par la résultante des deux forces. Le diagramme supérieur droit donne la grandeur des contraintes maximales de compression et de traction lorsque seul le poids du corps agit sur le fémur. Le diagramme inférieur droit indique les contraintes maximales de compression et de traction lorsque le tractus agit avec la même force que le poids du corps (60 kg). Ceci représenterait à peu près les conditions réelles, d'après d'autres travaux. La comparaison des deux derniers diagrammes montre que la sollicitation subie par le fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche, sous l'action du poids du corps seul, est diminuée à peu près de moitié par la tension du tractus, dans la coupe considérée.

Le tractus ilio-tibial exerce réellement l'effet réducteur des contraintes théoriquement calculé. Ceci peut être démontré par la structure physiologique du fémur et particulièrement par la forme de la coupe transversale et par la répartition du matériau dans cette coupe de même que par l'adaptation dans des cas pathologiques. D'une part, on peut admettre que l'os est construit de façon appropriée à sa fonction et que le plan dans lequel la coupe présente la plus grande résistance à la flexion est aussi celui dans lequel se produit la plus grande sollicitation en flexion. D'autre part, l'orientation du plan dans lequel la diaphyse du fémur subit sa plus grande sollicitation en flexion est déterminée par l'action du tractus. Si le plan de la résistance maximale de la coupe à la flexion correspond à celui dans lequel la coupe subit sa sollicitation maximale en flexion, on peut y voir une preuve de ce que le tractus exerce sur la diaphyse fémorale l'effet de décharge théoriquement analysé (fig. 24). Or c'est en réalité le cas, comme il ressort d'un calcul de la résistance de six coupes du même fémur prises à des hauteurs différentes. De même une analyse précise a montré que, dans des cas pathologiques où le tractus développait un effet plus grand ou plus petit, la coupe de la diaphyse du fémur subissait un remodelage correspondant à la modification de la répartition des contraintes.

En principe, chaque muscle exerce sur l'os tubulaire le même effet de hauban que le tractus ilio-tibial sur la diaphyse du fémur, avec une différence : la force dans le tractus peut théoriquement avoir n'importe quelle grandeur tandis que la force d'un muscle doit avoir une grandeur bien déterminée parce que les muscles équilibrent le poids du corps au niveau des articulations. Par conséquent, leur moment doit avoir la même grandeur que le moment du poids du corps. Puisque le moment des muscles par rapport à une arti-

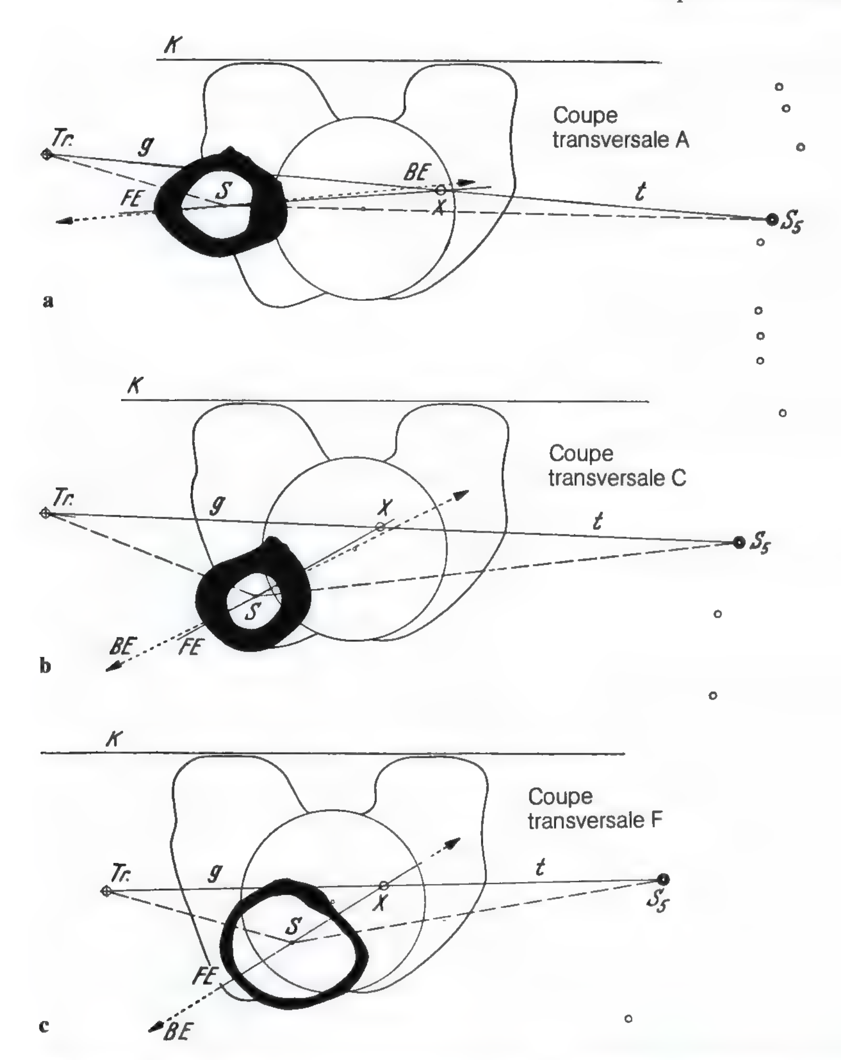


Fig. 24 a–c. Bonne correspondance entre le plan de la résistance maximale de la coupe fémorale calculé (*F E*) et le plan *B E* dans lequel la résultante de la force du tractus et du poids du corps agit en flexion sur le fémur, comme preuve de l'effet de hauban exercé par le tractus ilio-tibial. S_5 point d'intersection de la ligne d'action du poids du corps S_5 avec le plan de la coupe; *Tr* point d'intersection de la ligne d'action du tractus tibial avec le plan de la coupe; *X* point divisant le trait *Tr* S_5 en deux parties ayant le même rapport *g : t* dans toutes les coupes transversales ; *X–S* direction dans laquelle la coupe transversale du fémur est sollicitée par la résultante de S_5 et de *Tr*

culation est exactement égal au moment du poids du corps, l'action fléchissante de celui-ci sur l'articulation est complètement éliminée par la contre-flexion des muscles. A tout autre niveau de l'os, la grandeur de la contre-flexion dépend de la distance entre le muscle et l'axe de l'os à ce niveau, c.-à-d. du bras de levier du muscle. Le bras de levier d'un muscle monoarticulaire est le plus court à l'insertion du muscle sur la diaphyse et augmente en direction de l'articulation. Par conséquent, la contre-flexion, c.-à-d. l'effet réducteur des contraintes d'un muscle monoarticulaire, est très petite au niveau de l'insertion sur l'os. Elle augmente en direction de l'articulation et atteint sa valeur la plus

Fig. 25–27. La réduction de la sollicitation de l'os tubulaire par des forces musculaires est représentée par une série d'expériences de photo-élasticité

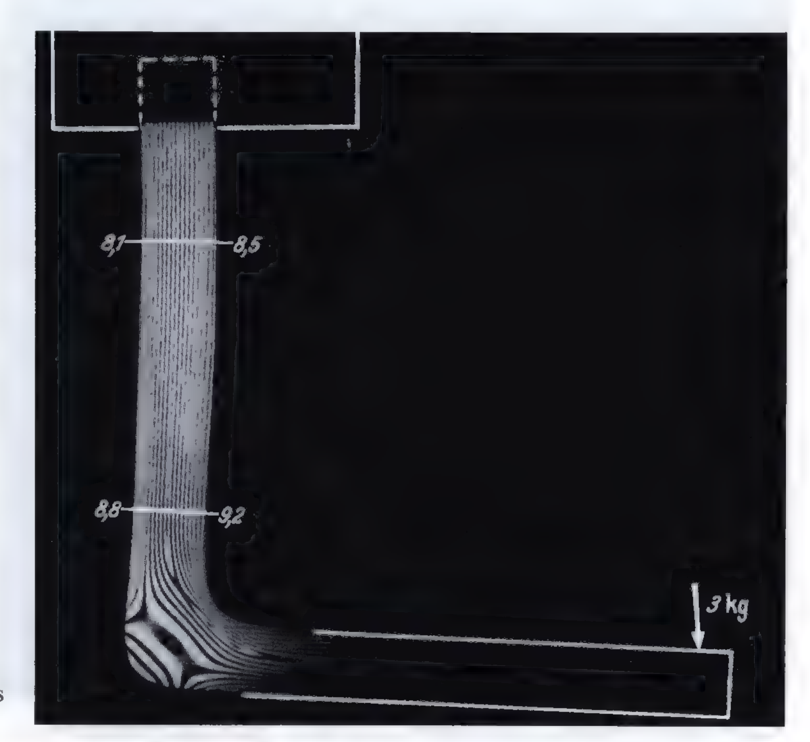


Fig. 25. Schéma de la sollicitation de l'humérus par la charge seule

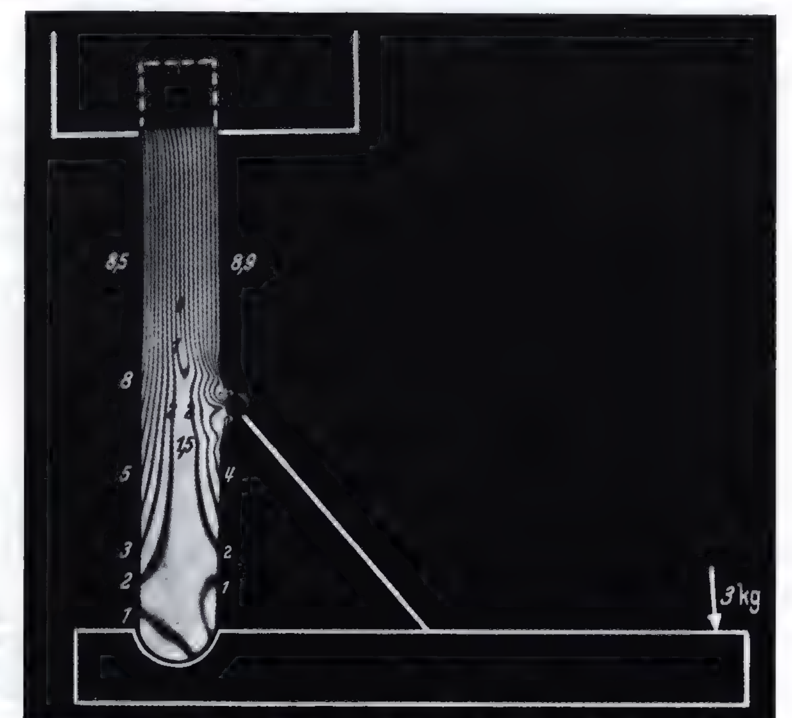


Fig. 26. Diminution de la sollicitation de l'humérus par une force musculaire (muscle brachial antérieur)

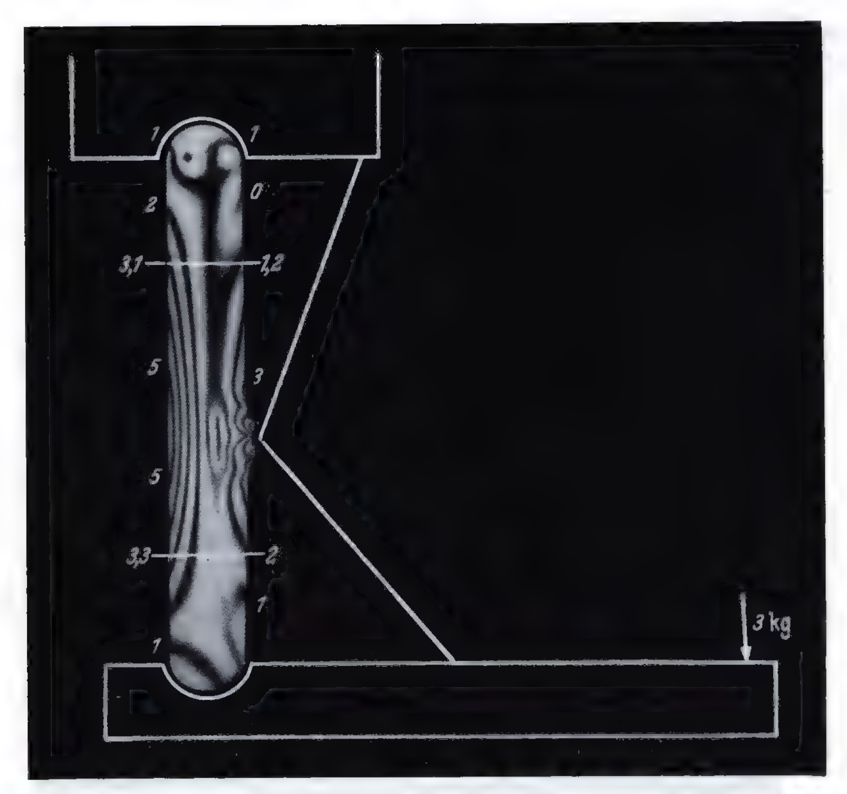


Fig. 27. Réduction de la sollicitation de l'humérus par l'action simultanée de deux forces musculaires (muscle deltoïde et muscle brachial antérieur)

grande à hauteur de l'axe de celle-ci, où elle élimine complètement l'effet de flexion du poids du corps. De cette façon, dans la coupe passant par le centre de l'articulation, il n'y a pas de contraintes de flexion mais uniquement des petites contraintes de compression. Cet effet réducteur des contraintes dû au muscle apparaît clairement dans l'expérience photo-élastique fig. 25 à 27.

La figure 25 représente l'effet exclusif du poids du corps et éventuellement d'une charge extérieure exercée sur les os lorsque les articulations sont enraidies et qu'aucune force musculaire n'agit. Le modèle est sollicité comme l'est le membre supérieur enraidi au niveau de l'épaule et du coude fléchi à angle droit, lorsque la main porte un poids. L'humérus est très fortement sollicité en flexion par le poids, de façon presque uniforme dans toute sa longueur. La contrainte maximale de bord apparaît du côté tendu et atteint la grandeur de 85 kg/cm² en haut, de 92 kg/cm² en bas, si chaque isochrome correspond à 10 kg/cm² de contrainte.

Dans la figure 26, le coude est articulé. Il est fixé par un muscle fléchisseur monoarticulaire. L'action du muscle, dont la force dépend du moment du poids, ne se fait sentir que dans la portion de l'humérus pontée par le muscle et non pas, comme Grunewald l'affirme, dans tout l'humérus. L'action du muscle sur la sollicitation de la partie inférieure de l'humérus consiste en une contre-flexion de plus en plus grande de haut en bas, correspondant à l'allongement du bras de levier du muscle par rapport à l'os. En conséquence, la sollicitation en flexion due à la charge diminue progressivement au fur et à mesure qu'on se rapproche de l'articulation. Grâce à l'action du muscle monoarticulaire, les plus hautes contraintes de bord diminuent progressivement depuis l'insertion du muscle jusqu'à l'articulation. Du côté tendu, elles tombent de 90 kg/cm² à moins de 10 kg/cm².

Dans la figure 27, l'extrémité supérieure de l'humérus est elle aussi articulée. Cette articulation est fixée par un muscle monoarticulaire de l'épaule. Ce dernier exerce le même effet réducteur des contraintes dans la partie de l'humérus qu'il ponte, que le muscle fléchisseur du coude dans la partie

inférieure de l'os. Entre son insertion sur l'humérus et l'articulation de l'épaule, il réduit progressivement les contraintes maximales de bord de 90 kg/cm² à moins de 10 kg/cm². L'action simultanée des deux muscles monoarticulaires réduit sur toute la longueur de l'humérus la grandeur de la sollicitation en flexion due à la charge. Elle la réduit surtout aux extrémités de l'os. Les contraintes de flexion restantes sont maximales à hauteur de l'insertion des deux muscles, c.-à-d. là où le bras de levier des muscles est le plus court.

Cette expérience simple démontre que les forces musculaires n'augmentent pas la sollicitation de l'os, comme GRUNEWALD croyait l'avoir montré. Au contraire, elles réduisent considérablement la sollicitation en flexion que l'os tubulaire subit sous l'action du poids du corps.

Si l'on veut vérifier l'effet d'autres principes de construction sur la grandeur de la sollicitation dans la coupe de l'os tubulaire, il faut partir de la construction la plus simple que peut présenter un appareil de soutien et de mouvement du même type que l'appareil moteur humain. Celle-ci est représentée dans le schéma de la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire (fig. 28). Elle se caractérise par le fait que, pour la fixation et le mouvement de chaque articulation, on ne dispose que d'un minimum de forces, pour chaque articulation d'un seul muscle monoarticulaire [4]. La sollicitation dans la coupe est indiquée à l'échelle dans les diagrammes [5]. Ceux-ci montrent que *les contraintes de flexion* (M_σ) *sont de loin les plus grandes et par conséquent les plus dangereuses pour l'os,* alors que les contraintes de cisaillement (S_σ) et les contraintes de compression pure (D_σ) sont relativement petites. En outre, dans ce schéma de la sollicitation fondamentale, l'effet des muscles monoarticulaires sur la situation de la résultante et ainsi sur la grandeur des contraintes de flexion apparaît clairement. Puisqu'il y a équilibre au niveau des deux articulations, le moment du poids du corps et celui de la force musculaire y ont la même grandeur. Par conséquent, la résultante *R* croise le centre des deux articulations et, dans les

[4] Pour simplifier, on suppose que les articulations de l'appareil moteur ne se mobilisent que dans un plan.

[5] Les dessins fig. 28, 29 et 31 indiquent à l'échelle la grandeur du danger de rupture provoqué par les différents types de sollicitation. C'est pourquoi les contraintes de cisaillement, qui sont beaucoup plus dangereuses que celles de compression et de flexion, y sont reportées à une échelle double.

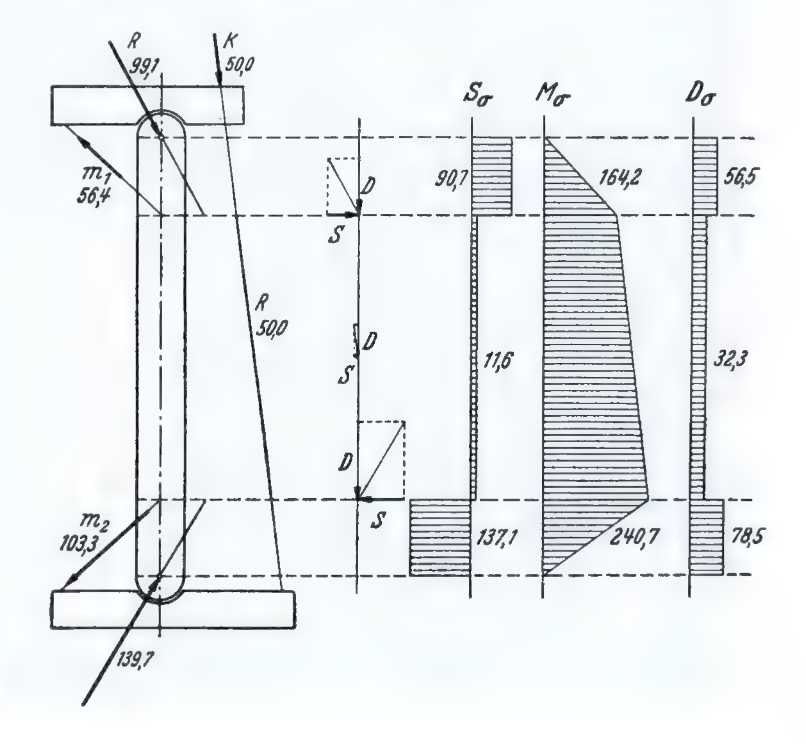


Fig. 28. Schéma de la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire

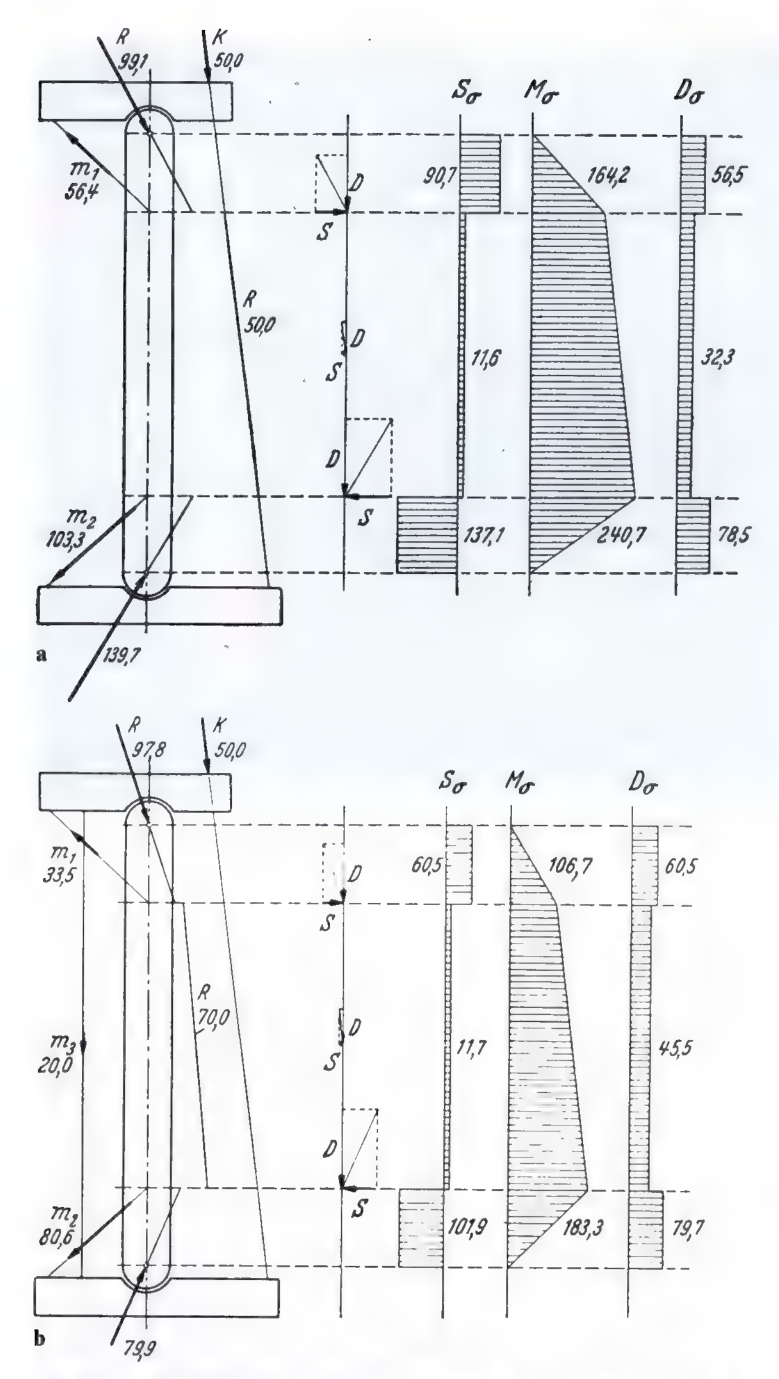
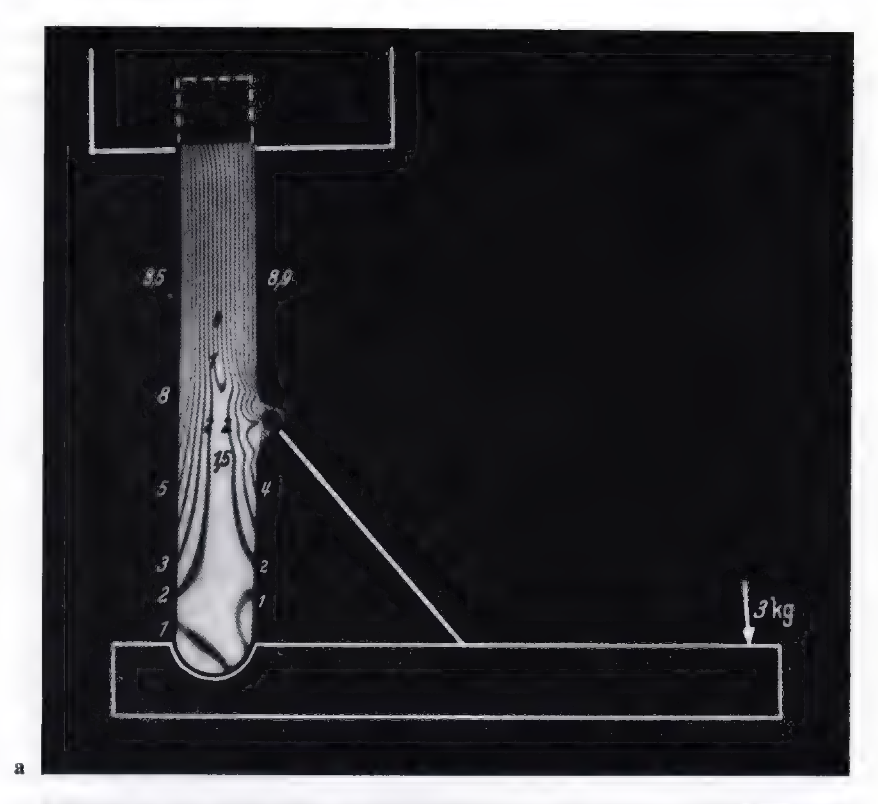
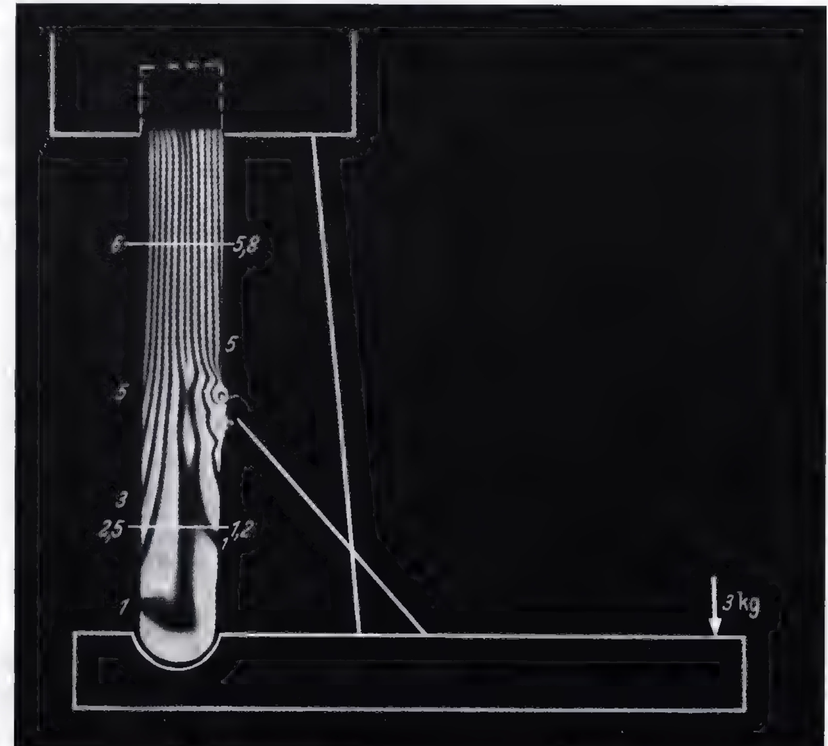


Fig. 29 a et b. Réduction additionnelle de la sollicitation de l'os par un muscle biarticulaire agissant comme un hauban

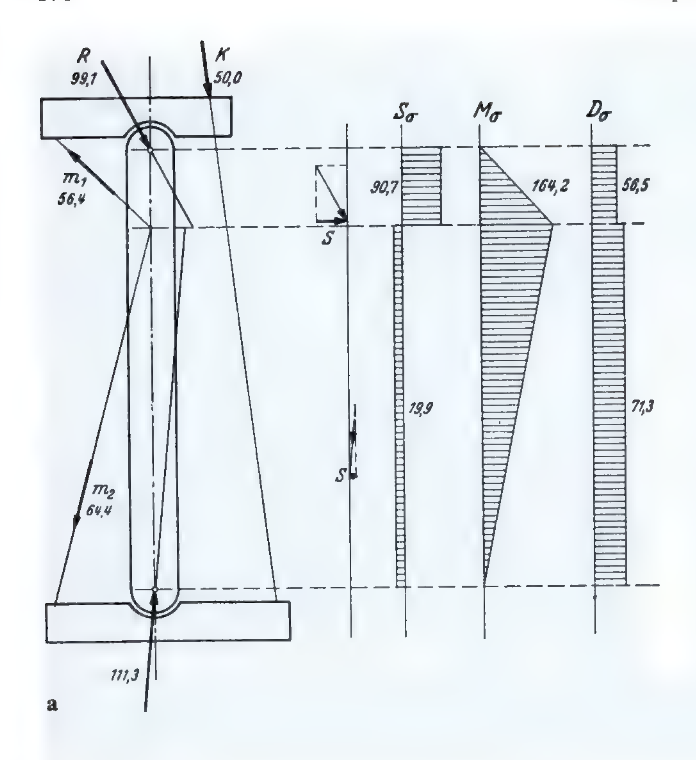
Fig. 30 a et b. Réduction des contraintes par un muscle biarticulaire, mise en évidence par une expérience de photo-élasticité



a



b



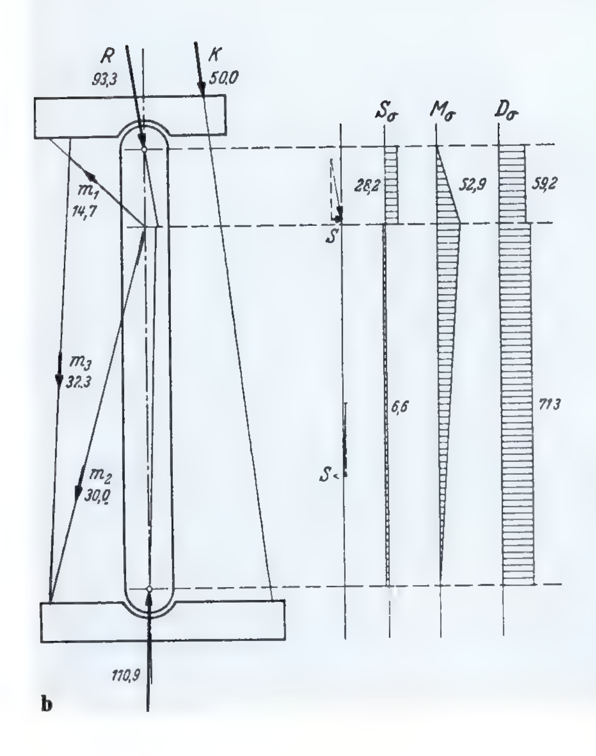


Fig. 31 a et b. Représentation schématique de la réduction de la sollicitation du tibia par l'action d'un muscle biarticulaire (muscle gastrocnémien ou jumeaux)

coupes passant par le centre des articulations, il n'y a pas de contraintes de flexion. Par ailleurs, les contraintes de flexion diminuent à partir de l'endroit d'insertion musculaire vers l'articulation, proportionnellement à l'allongement progressif du bras de levier du muscle. Mais comme les muscles monoarticulaires s'insèrent au voisinage de l'articulation, leur effet sur l'os auquel ils s'insèrent est limité aux extrémités articulaires et une flexion considérable reste la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire.

Pour diminuer les contraintes de flexion de la sollicitation fondamentale, d'autres principes de construction interviennent et tout d'abord le muscle biarticulaire. Contrairement au muscle monoarticulaire, il ponte la totalité de l'os. Par conséquent, il agit comme un hauban sur toute la longueur de celui-ci et y réduit les contraintes de flexion de façon à peu près uniforme. Son effet sur la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire est représenté graphiquement par la fig. 29 b. Le muscle biarticulaire m_3 réduit sur toute la longueur de l'os les contraintes de flexion maximales dont la grandeur est indiquée dans le diagramme M_σ. Ces contraintes passent de 164,2 kg/cm² à 106,7 kg/cm² et de 240,7 kg/cm² à 183,3 kg/cm², si l'on compare au schéma de la sollicitation fondamentale de l'os, fig. 29 a. De même les contraintes maximales de cisaillement sont diminuées par le muscle biarticulaire (diagramme S_σ) alors que les contraintes de compression uniformes ne sont qu'un peu augmentées (diagramme D_σ). L'effet réducteur des contraintes du muscle biarticulaire est en outre illustré par l'expérience photoélastique fig. 30 b. Si l'on compare celle-ci avec la fig. 30 a, on peut lire immédiatement la réduction des contraintes à partir du numéro d'ordre des isochromes, dans la partie supérieure de l'humérus où aucun muscle ne s'insère. De même, l'importance de la division des muscles du mollet en deux, pour la grandeur de la sollicitation, apparaît de façon impressionnante dans le schéma de la sollicitation du tibia (fig. 31). Ce schéma se

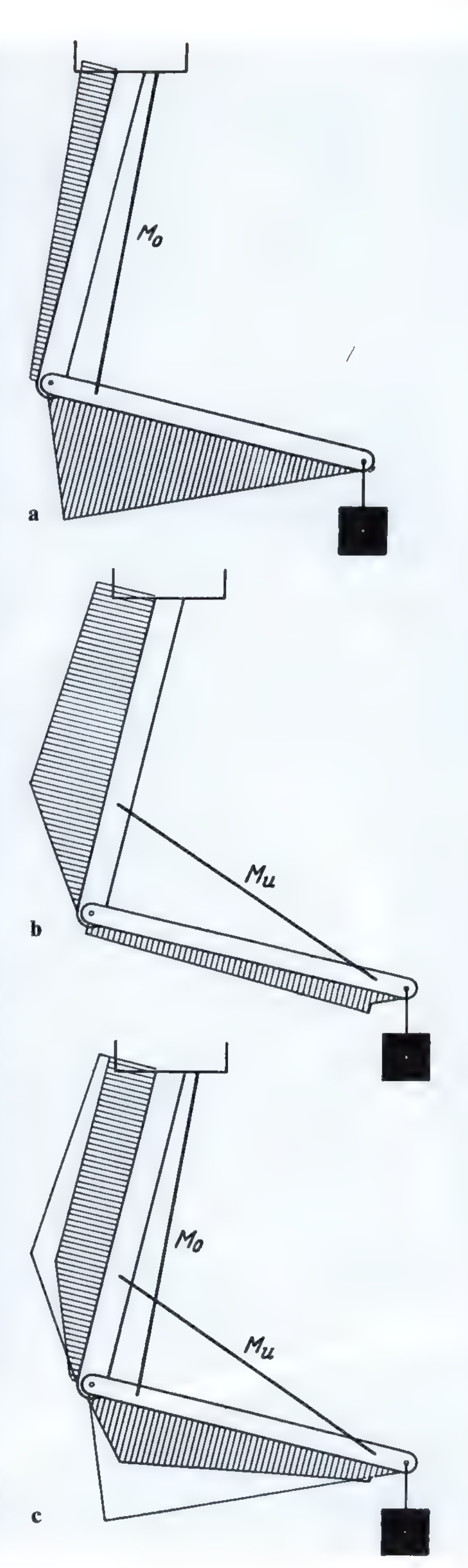


Fig. 32 a–c. Réduction de la sollicitation par une combinaison appropriée de plusieurs muscles (musculation double), représentée par le schéma du squelette du membre supérieur





Fig. 33 a–c. Réduction de la sollicitation par la musculation double, illustrée par une expérience de photo-élasticité



Fig. 33 c

distingue de celui de la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire uniquement par le fait que l'insertion du muscle monoarticulaire distal s'étend jusqu'à celle des muscles pontant l'articulation proximale (fig. 31 a). Si seul le muscle monoarticulaire m_2 (muscle soléaire) agit au niveau de l'articulation de la cheville, le tibia reste encore fortement sollicité en flexion par le poids du corps *K*. L'action simultanée du muscle biarticulaire m_3 (muscle gastrocnémien ou jumeaux) réduit les contraintes de flexion maximales (M_σ) de 164,2 kg/cm² à 52,9 kg/cm². De cette façon, dans ce schéma (fig. 31 b), les jumeaux réduisent la sollicitation dangereuse du tibia à environ 1/3.

La grandeur de la sollicitation de l'os peut être diminuée encore davantage par un arrangement approprié des muscles, comme par exemple au membre supérieur, par la combinaison des muscles du bras et de ceux de l'avant-bras dans la flexion du coude. Cette «musculation double» ne serait pas nécessaire pour effectuer uniquement le mouvement. Elle entraîne sur toute la longueur des os une diminution de la sollicitation en flexion provoquée par la charge, aussi bien dans l'humérus que dans les os de l'avant-bras. Le muscle biceps seul, agissant comme hauban, déchargerait l'humérus dans toute sa longueur mais il ne diminuerait la sollicitation considérable en flexion du radius due à la charge qu'au voisinage du coude (fig. 32 a). Agissant comme hauban, le long supinateur seul ne déchargerait que le radius, alors qu'il ne diminuerait pas la sollicitation considérable en flexion de l'humérus due à la charge, sauf au voisinage de l'articulation du coude (fig. 32 b). Ce n'est que la combinaison des deux muscles qui permet de réduire la grande sollicitation en flexion due à la charge, sur toute la longueur des deux os. En outre, pour une tension convenable des muscles, la grandeur de la sollicitation de l'humérus et celle des os de l'avant-bras peuvent devenir à peu près les mêmes (fig. 32 c). L'effet, exposé graphiquement, des deux groupes de muscles sur la grandeur de la sollicitation de l'humérus et des os de l'avant-bras, est confirmé et apparaît de fa-

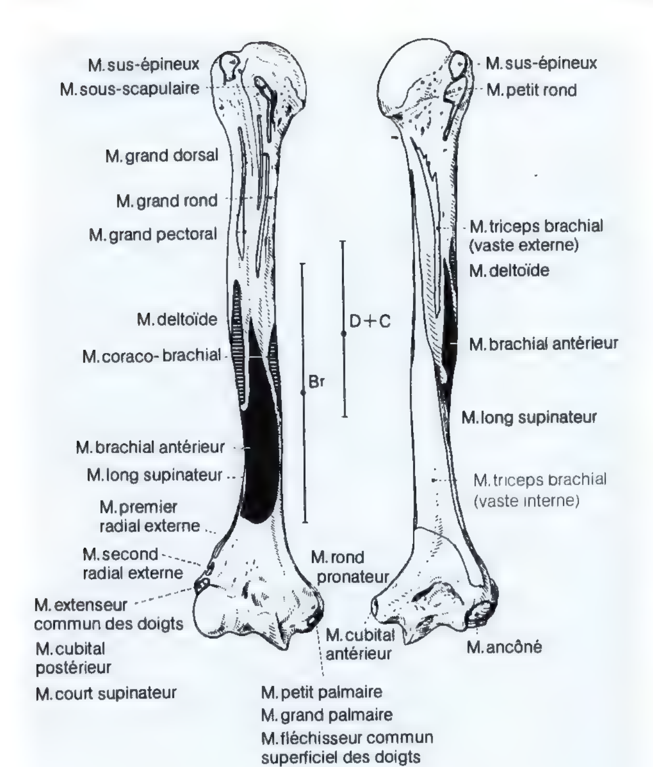


Fig. 34. Etendue des insertions du muscle brachial et du muscle deltoïde sur la longueur de l'humérus

çon évidente dans l'expérience photo-élastique fig. 33.

Grâce à un autre principe de construction, l'étendue des insertions musculaires, les pics de contraintes sont réduits. Or ceux-ci sont particulièrement dangereux puisque c'est exclusivement la contrainte maximale se produisant en un endroit quelconque qui détermine le danger de rupture. L'effet réducteur des contraintes dû à l'insertion musculaire est d'autant plus considérable et s'exerce dans une zone d'autant plus longue que l'insertion s'étend davantage sur la longueur de l'os. Elle s'étend souvent sur la moitié de la longueur de la diaphyse (fig. 34). Elle peut ainsi réduire les pics de contraintes de façon extrêmement importante. Les apophyses osseuses sur lesquelles s'insèrent des tendons revêtent une importance analogue à celle de l'insertion musculaire étendue. Grâce à elles, les pics de contrainte sont ici aussi réduits.

Le schéma 35 a et b représente graphiquement l'effet d'une insertion musculaire large sur l'humérus lorsque la charge *L* est équilibrée au niveau du coude par un muscle monoarticulaire *m* du bras et qu'aucune autre force musculaire n'agit sur l'humérus. Comme le met en évidence le diagramme des contraintes, grâce à l'insertion large du muscle sur l'humérus, le pic de contraintes en *d* est fortement réduit et les contraintes de flexion maximales restantes sont réparties de façon plus uniforme sur une plus grande étendue.

La deuxième possibilité de réduire les contraintes de flexion par une contre-flexion est aussi utilisée dans l'appareil moteur, grâce à la courbure de l'axe de maint os tubulaire. Cette courbure réduit fondamentalement les contraintes de flexion, comme un hauban. Ceci a été expliqué. Le schéma fig. 36, reprenant la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire indique à l'échelle la réduction des contraintes que produit la courbure de l'axe. La grandeur des contraintes maximales de flexion y est indiquée dans le diagramme M_{Res}. C'est de cette façon que, par exemple, la courbure du fémur dans le plan sagittal réduit les contraintes de flexion dues au poids du corps lorsque la ligne d'action de ce dernier se trouve devant la diaphyse fémorale et tend à infléchir l'os dans le plan sagittal, avec un levier considérable. C'est ce qui se passe régulièrement durant la seconde moitié de la

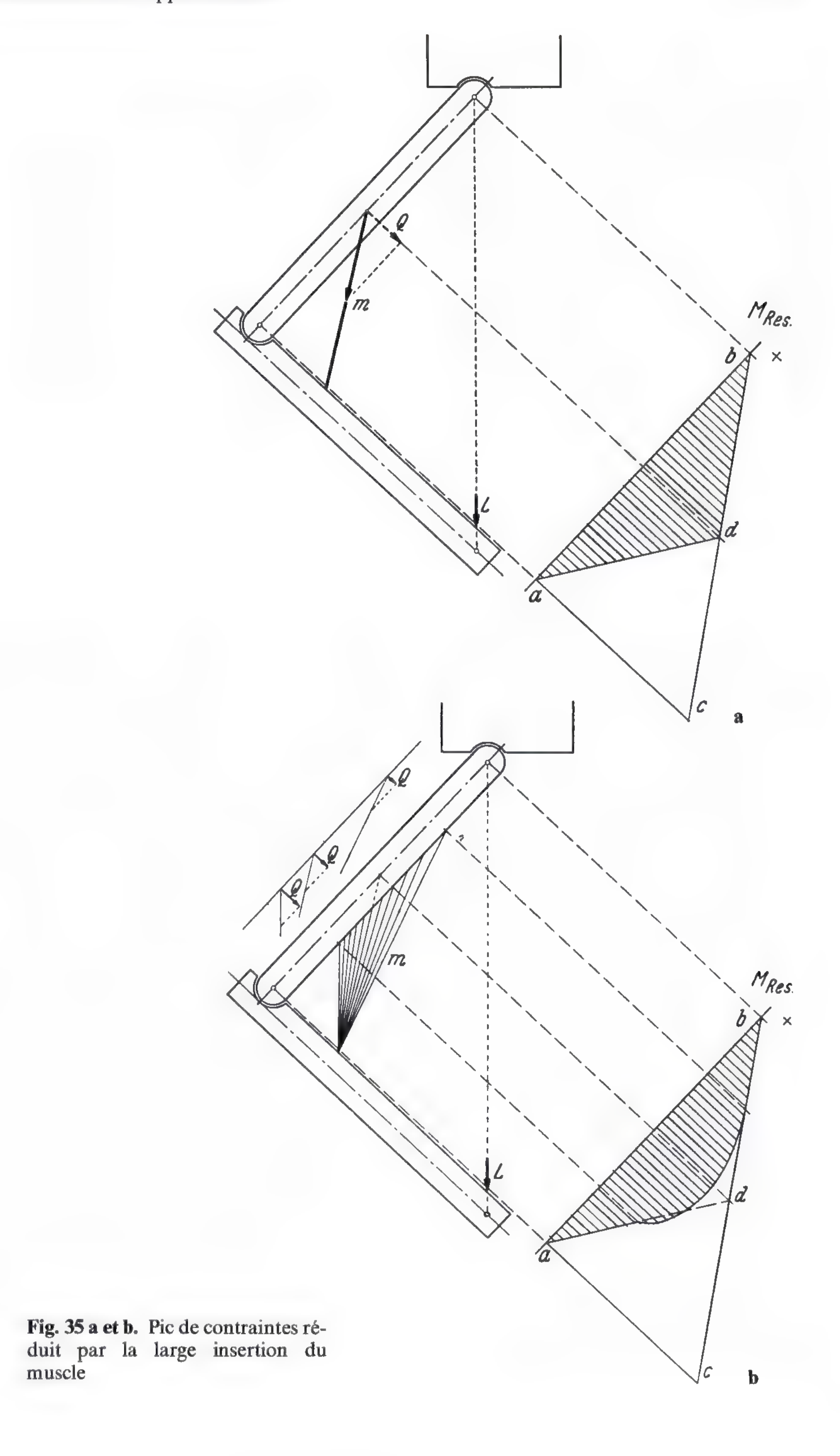


Fig. 35 a et b. Pic de contraintes réduit par la large insertion du muscle

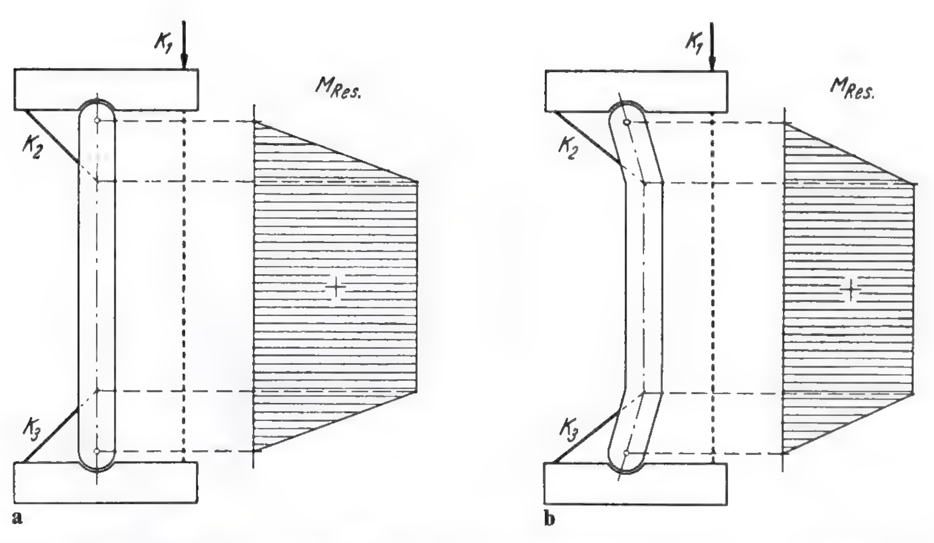


Fig. 36 a et b. Réduction de la sollicitation par l'incurvation de l'axe d'un os tubulaire (le fémur). Représentation schématique

période d'appui unilatéral de la marche. A ce moment, l'action du poids du corps est encore accrue par des forces fictives d'inertie (fig. 37 d). La réduction des contraintes due à la courbure de l'axe est particulièrement importante lorsque, comme au fémur par exemple, des muscles biarticulaires agissent simultanément. En effet, grâce à la courbure de l'axe, le bras de levier du poids du corps est raccourci et, en même temps, celui de la force de contre-flexion due aux muscles biarticulaires est allongé. Ces phénomènes sont représentés successivement dans les schémas fig. 37 a à c.

Pour terminer, je voudrais encore expliquer l'effet de la combinaison de différents principes de construction sur la quantité de matériau dans un cas particulier, un os de l'avant-bras, ceci par le détour de la solution d'un problème de construction technique analogue. Ce n'est que dans pareil cas que le calcul exact peut être conduit. Pour représenter aussi clairement que possible l'importance de chacun des principes, l'effet de ceux-ci sera successivement analysé dans une barre sollicitée de façon analogue.

La barre fig. 38 a est sollicitée en flexion par les actions opposées du poids L et du tirant m_1, de la même façon qu'un os de l'avant-bras lorsqu'un muscle du bras maintient le coude fléchi à angle droit, tout en équilibrant le poids de l'avant-bras et d'une charge soutenue dans la main. A la fig. 38, en *a* sont indiquées chaque fois, à l'échelle, les surfaces des moments, c.-à-d. la grandeur du moment de flexion pour chaque endroit de la barre. En *b* se trouve le diagramme des contraintes maximales de compression et de traction reportées de part et d'autre des contours de la barre. *c* représente les dimensions qu'il faut donner à la barre pour que les contraintes maximales aient la même grandeur dans chaque coupe transversale, cette grandeur correspondant à la contrainte admissible, de façon à ce que la barre soit un solide d'égale résistance.

Comme le montre la fig. 38 a, la barre doit être construite très lourdement si, subissant la sollicitation donnée, elle doit présenter partout la résistance nécessaire, c.-à-d. si les contraintes maximales doivent correspondre partout à la grandeur des contraintes admissibles. L'apport d'un deuxième tirant (fig. 38 b) dont l'action correspond à celle des muscles biarticulaires de l'avant-bras et qui exerce l'effet d'un hauban, réduit les contraintes maximales de bord de 976 kg/cm² à 725 kg/cm². Par conséquent, à coefficient de sécurité égal, la barre peut déjà être construite de façon significativement plus légère. Les contraintes peuvent être beaucoup plus réduites encore par une incurvation de la barre vers le bas, à l'endroit d'insertion du tirant (fig. 38 c). Par ce moyen, les contraintes maximales de bord sont ramenées à

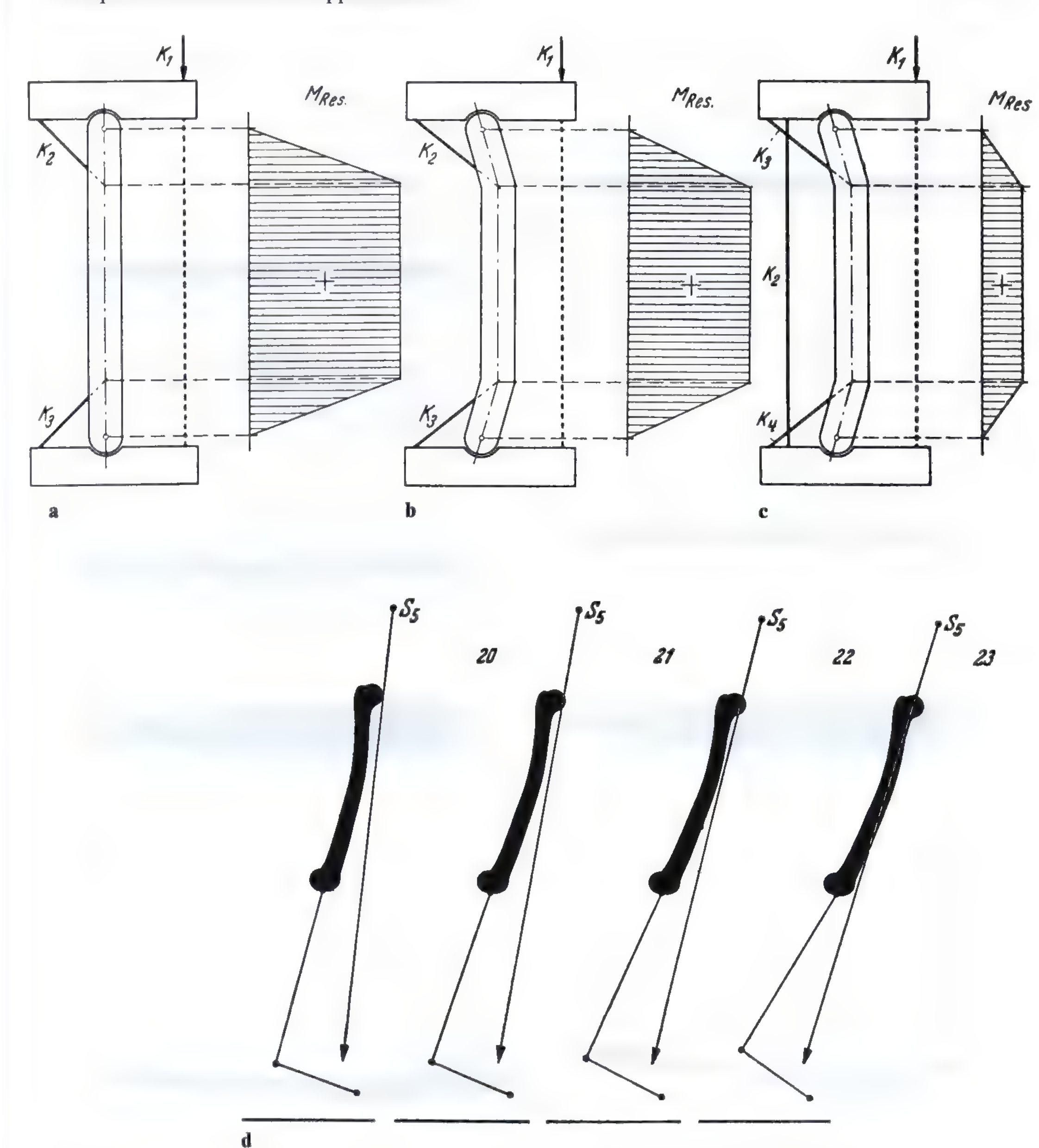


Fig. 37 a – d. a – c Renforcement de l'effet réducteur de la sollicitation, dû à l'incurvation axiale, par un muscle biarticulaire, représenté par le schéma de la sollicitation du fémur dans le plan sagittal; **d** Situation de la ligne d'action du poids partiel du corps S_5 par rapport au fémur aux phases 20 à 23 de la période d'appui unilatéral de la marche (d'après O. FISCHER, expérience I)

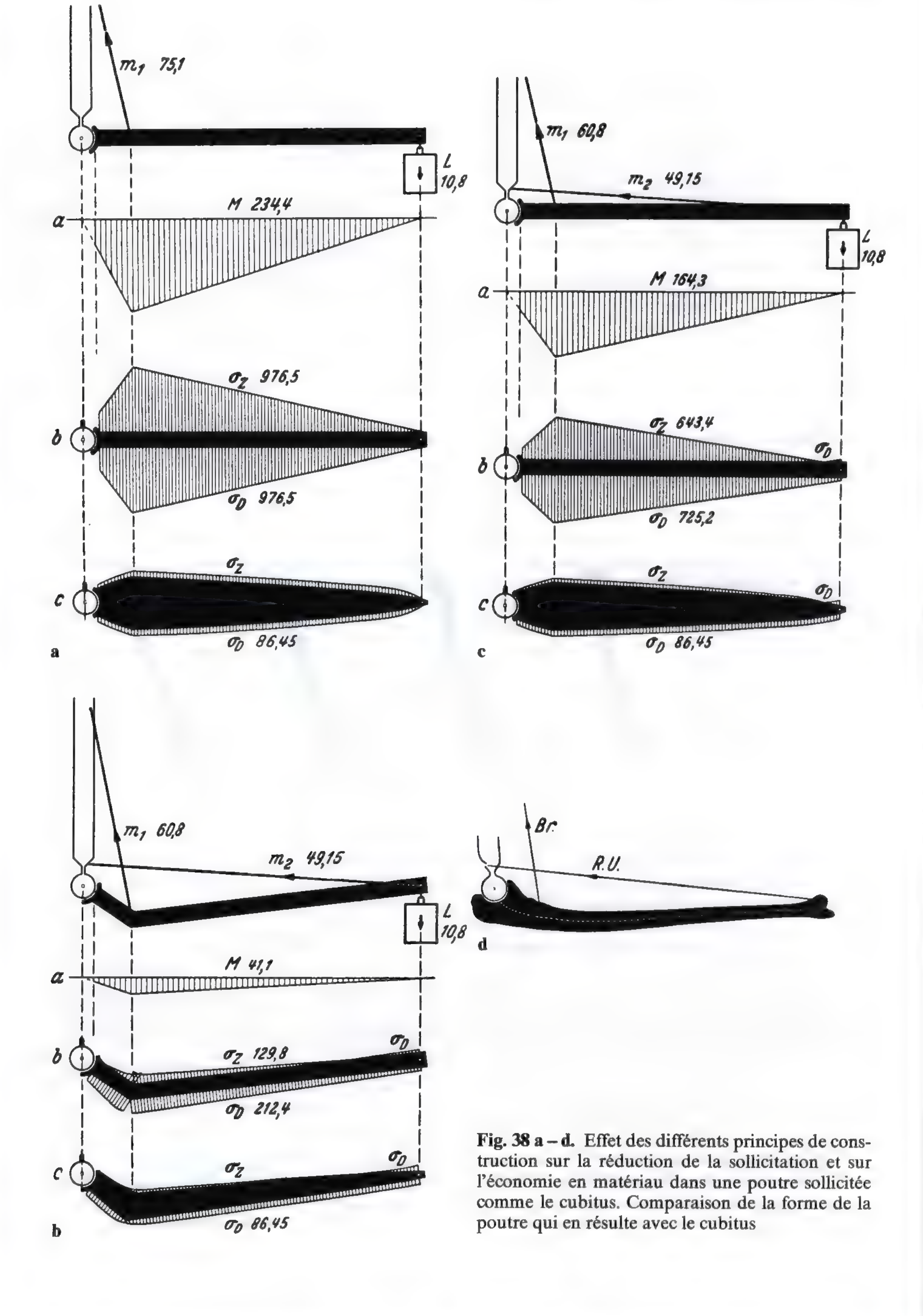


Fig. 38 a – d. Effet des différents principes de construction sur la réduction de la sollicitation et sur l'économie en matériau dans une poutre sollicitée comme le cubitus. Comparaison de la forme de la poutre qui en résulte avec le cubitus

212 kg/cm², c.-à-d. à environ le 1/5 de leur valeur initiale et la quantité de matériau nécessaire peut être considérablement diminuée. Si l'on compare cette dernière construction avec le cubitus et sa sollicitation (fig. 38 d), il apparaît une correspondance frappante quant aux points essentiels, en particulier en ce qui concerne l'incurvation de l'axe à l'endroit d'insertion du muscle brachial antérieur, de même qu'en ce qui concerne l'amincissement du profil en direction du poignet. L'élargissement de la partie articulaire du cubitus s'écarte du modèle. Il trouve son explication dans le fait que le cartilage articulaire présente une résistance à la compression beaucoup plus petite que celle de l'os. Par conséquent, la pression articulaire doit être répartie sur de plus grandes surfaces. Il faut aussi un bras de levier pour les muscles extenseurs.

En résumé, l'analyse mécanique quantitative montre que des principes de construction sont appliqués dans l'appareil moteur. Grâce à eux, la composante dangereuse de la sollicitation de l'os tubulaire – la flexion – est maintenue aussi petite que possible. Si l'on retient en outre la théorie de Roux, d'après laquelle le matériau osseux est utilisé au mieux pour résister à la sollicitation en flexion, grâce à son organisation dans la coupe transversale sur toute la longueur de l'os et grâce à l'architecture trajectorielle du tissu spongieux, on peut dans l'ensemble répondre par l'affirmative à la question de savoir si le squelette entier représente une construction légère idéale.

5. La structure macroscopique de la corticale de l'os tubulaire normal et pathologiquement incurvé. Son importance mécanique *

Avec 13 figures

D'après la théorie de ROUX concernant la structure fonctionnelle de l'os, ce n'est pas seulement le tissu spongieux mais aussi l'os dans son ensemble qui est construit avec la plus grande économie de matériau. Si cette conception, non prouvée jusqu'à présent, est exacte, les trois exigences suivantes doivent alors être satisfaites :

1. sur toute sa longueur, l'os tubulaire doit présenter la même résistance à sa sollicitation décisive;
2. cette résistance doit être obtenue avec la plus petite quantité possible de matériau;
3. la structure macroscopique de la corticale doit être orientée de telle sorte que les ostéons offrent la plus grande résistance possible à la sollicitation.

Des recherches quantitatives personnelles montrent que les deux premières exigences sont satisfaites. La brièveté du temps qui m'est imparti aujourd'hui ne me permet malheureusement pas d'entrer dans le détail de ces analyses assez longues. Je me limiterai donc à une courte réponse à la troisième question : la corticale présente-t-elle une structure fonctionnelle?

La littérature de la dernière décennie a répondu par l'affirmative à cette question. Les ostéons sont prétendument orientés de façon trajectorielle pour la sollicitation fonctionnelle et, pour la corticale elle aussi, une structure trajectorielle est considérée comme l'adaptation idéale à la fonction. Je ne crois pas que cette théorie soit exacte. Pour la vérifier, je suivrai d'abord le raisonnement sur lequel elle est basée. Esquissons brièvement ce raisonnement.

Lors de la croissance, le manchon périostique est étiré par la poussée des épiphyses en direction longitudinale. En conséquence de cet étirement et de la tendance propre du périoste à la rétraction, des contraintes de traction s'y produisent. Leur direction est longitudinale et à peu près parallèle à l'axe de l'os. Les contraintes de traction orientent les faisceaux de fibrilles de la couche fibreuse du périoste. Puisque les ostéons ont la même direction que les fibres du périoste (comme démontré par M. BENNINGHOFF), ils sont de même allongés parallèlement à l'axe de l'os.

Si maintenant l'os tubulaire est comprimé entre ses articulations, les trajectoires de compression suivent elles aussi une direction longitudinale parallèle à l'axe, c.-à-d. la même direction que les trajectoires de traction provenant de la croissance. Et puisque les ostéons ont la même direction que ces dernières, ils sont donc orientés trajectoriellement pour leur fonction.

Ce raisonnement serait valable si, dans l'os tubulaire, les trajectoires de compression provenant de la fonction étaient réellement parallèles à l'axe de l'os. Les trajectoires fonctionnelles correspondraient alors à celles de croissance. Non seulement les analyses théoriques contredisent cette conception mais les observations s'y opposent elles aussi. Je crois pouvoir le démontrer.

De façon à faciliter la compréhension de ces matières quelque peu inhabituelles, je me servirai d'abord du schéma d'une colonne pour expliquer brièvement l'effet des différents modes de sollicitation sur les trajectoires des contraintes (fig. 1).

Dans le premier schéma (a), la colonne est sollicitée en compression axiale par la force *K*. Les trajectoires de compression sont droites, parallèles à l'axe et aux bords de la colonne.

---

* Conférence présentée à la 47e réunion de la Société d'Anatomie à Bonn, 1949. Anat. Nachr. 1, 53–67 (1949).

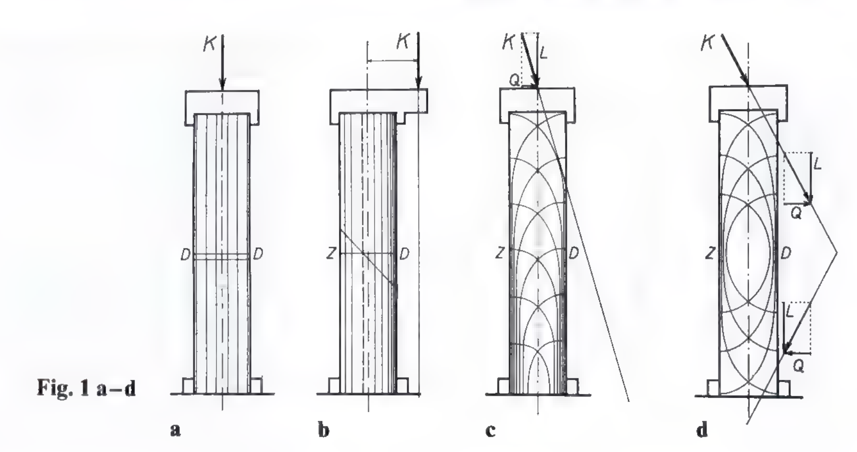


Fig. 1 a–d

Dans le deuxième schéma (b), la colonne est sollicitée en flexion par la force de compression excentrique *K* qui agit parallèlement à l'axe. Malgré la sollicitation en flexion, les trajectoires sont de nouveau parallèles à l'axe longitudinal. La seule différence avec le schéma précédent (a) consiste dans le fait que, maintenant, les trajectoires dans la moitié droite de la colonne conduisent des contraintes de compression, dans la moitié gauche des contraintes de traction.

Dans le troisième schéma (c), la colonne est sollicitée en flexion par une force de compression oblique. Les trajectoires forment maintenant des arcs caractéristiques se croisant à angle droit. Leur incurvation provient de ce que la force de compression, à cause de son inclinaison par rapport à l'axe de la colonne, agit sur celle-ci avec la composante transversale *Q*. Les arcs trajectoriels caractéristiques doivent toujours apparaître lorsqu'à la flexion se surajoute une force transversale, c.-à-d. un cisaillement. Les pointes des ogives formées par les arcs sont dirigées vers le haut, vers où la flexion diminue. Ceci est une autre caractéristique.

Si, comme dans le quatrième schéma (d), une force de compression oblique agit aussi sur l'extrémité inférieure de la colonne, les pointes des ogives formées par les arcs trajectoriels doivent être dirigées en sens opposés. En effet, maintenant la flexion diminue vers le haut et vers le bas, c.-à-d. dans des directions opposées.

Reportons ces raisonnements au squelette. Dans l'os tubulaire aussi, les trajectoires de compression ne peuvent être parallèles à l'axe longitudinal que si la compression transmise par les articulations agit ou bien dans l'axe ou bien parallèlement à l'axe de l'os. Mais, lors de ma conférence au congrès de 1946 [1], j'ai exposé le schéma de la sollicitation fondamentale de l'os tubulaire. J'ai pu ainsi démontrer que la force de compression résultante doit toujours être inclinée par rapport à l'axe osseux. Puisque la ligne d'action de la compression est oblique par rapport à l'axe de l'os tubulaire, celui-ci ne peut en aucun cas être sollicité uniquement en flexion. Il l'est aussi en cisaillement, par des forces transversales. A cause de la sollicitation en cisaillement surajoutée, les trajectoires des contraintes provenant de la fonction doivent former les arcs caractéristiques, se croisant à angle droit, représentés dans les schémas fig. 1 c et d. Pour des raisons d'équilibre, la force résultante de compression doit croiser les centres des deux articulations. La sollicitation en flexion diminue donc de plus en plus vers celles-ci. Ainsi les pointes des ogives formées par les arcs trajectoriels doivent être dirigées vers les articulations, c.-à-d. en sens opposés dans la partie supérieure et dans la partie inférieure de l'os.

Il existe donc dans l'os tubulaire une différence fondamentale entre le flux des forces de la croissance et le flux des forces de la fonction. La comparaison des deux schémas de la fig. 2 le démontre. L'image de gauche (a) montre grossièrement schématisé le flux des forces de la croissance. Les trajectoires

[1] PAUWELS, FR.: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. Z. f. Anat. u. Entw. Gesch. Vol. 114, 1948.

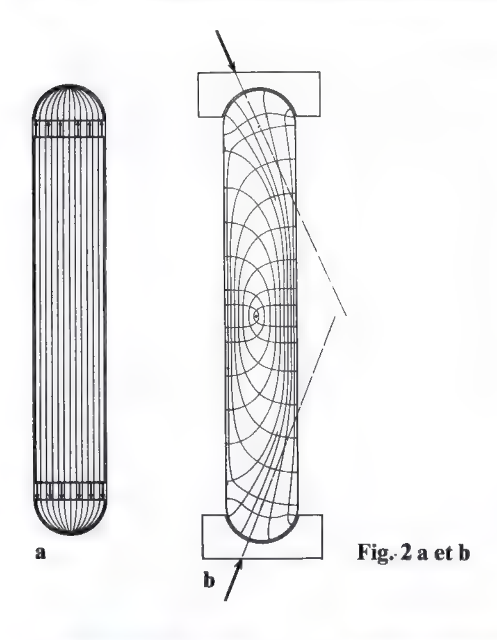


Fig. 2 a et b

des contraintes y sont toutes longitudinales, c.-à-d. dans la direction de l'axe de l'os, et ne se croisent jamais. Le schéma de droite (b) montre le flux des forces de la fonction. Les trajectoires des contraintes y présentent les arcs caractéristiques se croisant à angle droit. Les pointes des ogives sont dirigées vers les articulations.

Dans l'os tubulaire, les trajectoires dues à la fonction sont matérialisées par les travées spongieuses principales (bien que celles-ci ne soient pas orientées par les trajectoires des contraintes!).

Les trajectoires des contraintes dues à la fonction, qui apparaissent dans la couche superficielle de la corticale, peuvent être mises en évidence sur l'os lui-même par la méthode de la laque de DIETRICH et LEHR utilisée par KÜNTSCHER.

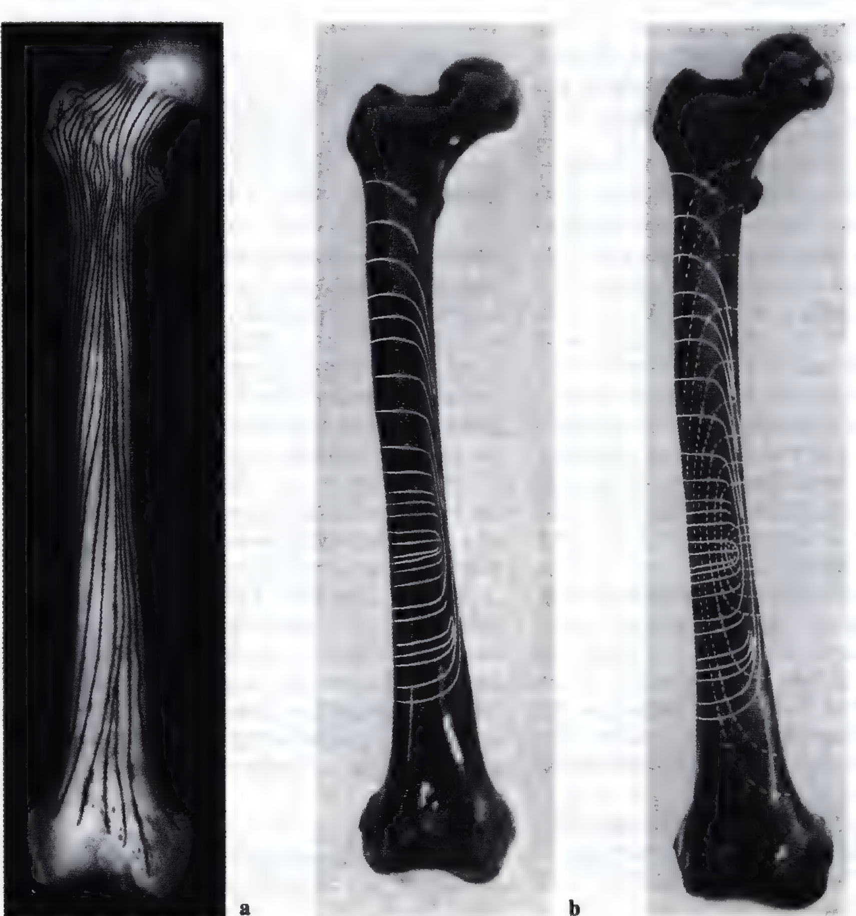


Fig. 3 a–c

Elles peuvent être déterminées par le procédé photo-élastique dans des modèles de l'os préparés en matière plastique.

Les trajectoires de croissance de la corticale sont par contre matérialisées par les ostéons. Le trajet de ceux-ci peut être démontré par la méthode des fentes, comme M. BENNINGHOFF l'a indiqué.

En comparant les trajets des lignes de fentes avec celui des lignes de laque ou avec les travées spongieuses dans l'os lui-même, on peut aussi déterminer si les ostéons sont orientés trajectoriellement pour la fonction, c.-à-d. si la corticale présente une structure fonctionnelle comme la spongieuse.

Pour effectuer cette comparaison, j'ai d'abord mis en évidence les trajectoires des contraintes dans une série d'os tubulaires, grâce à la méthode de la laque. Sur les mêmes os, j'ai ensuite réalisé des lignes de fentes. Enfin, j'ai déterminé les trajectoires dans des modèles photo-élastiques. Je voudrais par quelques exemples vous exposer le résultat de ces recherches.

Il faut d'abord rappeler que les lignes de fentes, et ainsi les ostéons, se trouvent toujours dans le sens de la longueur de l'os, aussi bien durant le développement embryonnaire (fig. 11 a) que dans la vie ultérieure (fig. 3 a et 10 a). Elles matérialisent les trajectoires de traction de la croissance, comme le montre la comparaison avec le schéma fig. 2 a. Le fait qu'elles convergent en maint endroit n'y change rien. Il provient uniquement de zones circonscrites d'ancrage du manchon périostique à l'os et de l'insertion de tendons. Les contraintes de traction y sont déviées.

La fig. 3 met en regard les lignes de fentes du fémur (a) et les lignes de laque, c.-à-d. les trajectoires des contraintes dues à la fonction. En b on voit les trajectoires de compression qui devraient coïncider avec les lignes de fentes. La fig. c montre en outre les trajectoires de traction (en pointillé). Une comparaison de l'image des lignes de laque fig. 3 avec le schéma fig. 2 b fait d'abord apparaître qu'au niveau du fémur le flux de forces de la fonction correspond à ce qu'exige la théorie. Une comparaison des lignes de fentes (fig. 3 a) avec les lignes de laque (fig. 3 b et c) montre par contre que ces deux systèmes de lignes sont essentiellement différents. Il en résulte sans doute possible que les ostéons ne sont pas orientés trajectoriellement pour la sollicitation de l'os.

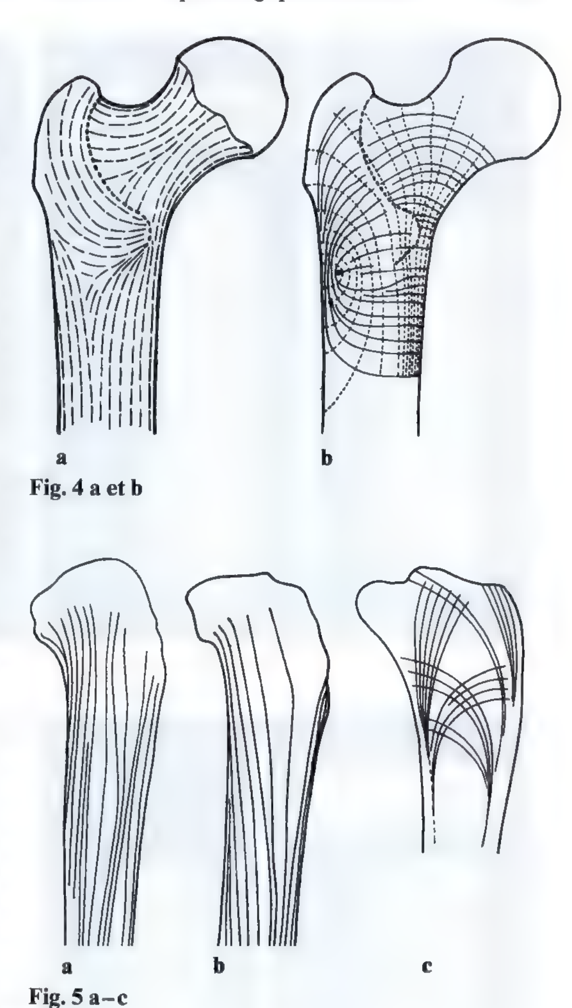
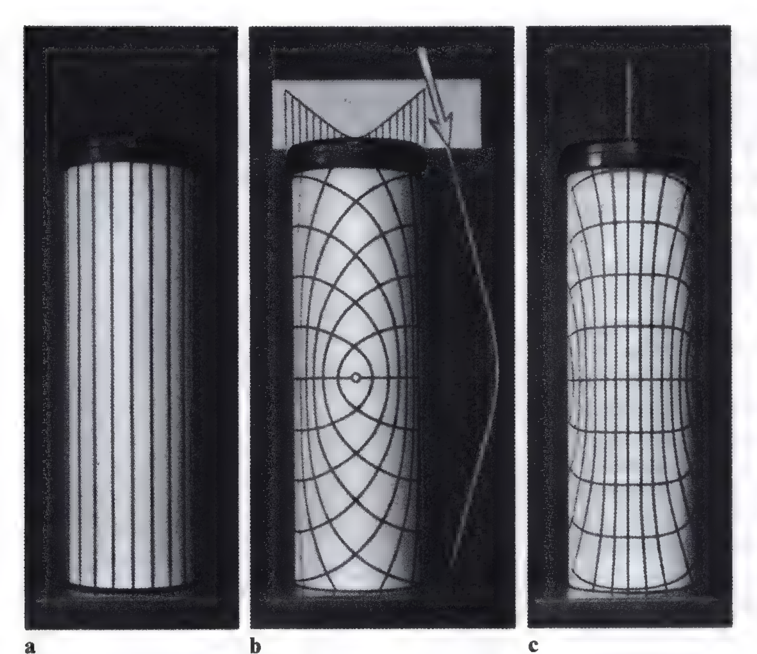


Fig. 4 a et b

Fig. 5 a–c

La différence fondamentale entre les deux systèmes de lignes apparaît aussi clairement dans l'extrémité supérieure du fémur (fig. 4). Les lignes de fentes (a) sont longitudinales, à peu près parallèles à l'axe de l'os. Ce n'est qu'à la face postérieure, au niveau de la crête intertrochantérienne, qu'elles sont transversales. Les lignes de laque (b) montrent, sur les deux faces, les arcs trajectoriels typiques qui partout ont une direction complètement différente de celle des lignes de fentes. A l'extrémité supérieure du tibia également (fig. 5), les divergences entre le parcours des lignes de fentes (a, b) et celui des trajectoires (c) apparaissent aussi significatives et caractéristiques.



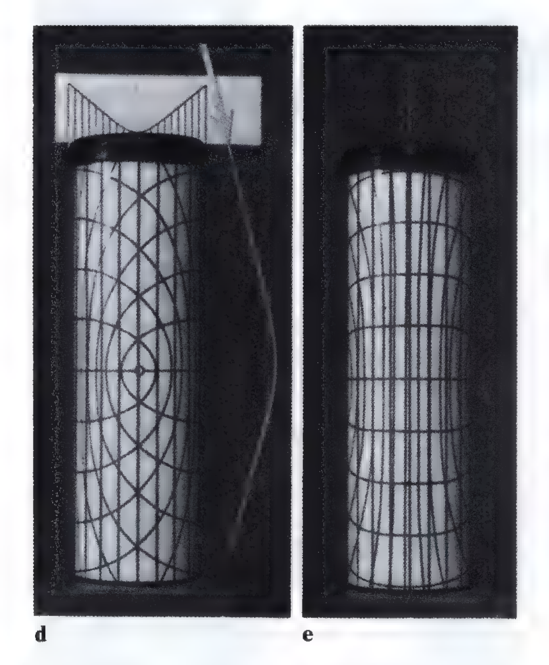


Fig. 6 a–e

Ces quelques exemples pourraient être multipliés. Ils confirment le raisonnement théorique et démontrent que les ostéons ne sont pas orientés trajectoriellement pour la fonction et qu'ils ne peuvent l'être. En effet, la corticale présente une structure de croissance et le flux de forces de la croissance est complètement différent du flux de forces de la fonction.

Après avoir reconnu que la corticale ne présente pas une structure trajectorielle, il faut savoir si, malgré tout, elle est construite de façon appropriée pour la fonction. Un modèle peut illustrer la réponse à cette question.

La fig. 6 a représente un cylindre de verre transparent sur lequel la direction des ostéons dans la corticale de l'os tubulaire a été schématiquement représentée par des lignes longitudinales. Les figures 6 b et c montrent deux vues à 90° l'une de l'autre d'un deuxième cylindre, opaque, sur lequel ont été dessinées les trajectoires des contraintes (directions des contraintes principales) qui se produisent dans la corticale mise en charge. Le carton se trouvant au dessus du cylindre indique le plan dans lequel l'os tubulaire est sollicité en flexion. Le diagramme dessiné sur le carton représente la distribution quantitative des contraintes dans le plan de flexion. La flèche et son prolongement indiquent la situation et la direction de la force de compression résultante qui agit sur l'os tubulaire à partir des articulations.

La fig. 6 b montre les parties des trajectoires des contraintes se produisant dans la corticale, dans des plans parallèles à celui de la

flexion. Elles forment les arcs caractéristiques se croisant à angle droit. Les sommets des ogives sont dirigés vers les articulations. La fig. 6 c montre les parties des mêmes trajectoires des contraintes, qui apparaissent si l'on regarde le cylindre dans la direction du plan de flexion. Lorsque le cylindre est vu sous cet angle, les arcs caractéristiques manquent et les trajectoires des contraintes forment une bande de part et d'autre du plan de flexion central. Ces bandes sont à peu près droites et parallèles aux bords.

Du diagramme dessiné au-dessus, il ressort que les parties fortement incurvées des trajectoires dans la fig. 6 b ne conduisent que des petites contraintes. Par contre les contraintes maximales s'exercent suivant les trajectoires longitudinales de la fig. 6 c.

Glissons maintenant le cylindre sur lequel sont dessinées les trajectoires des contraintes se produisant dans la corticale mise en charge, dans le cylindre transparent montrant la direction des ostéons. Comme le montrent les fig. 6 d et e, les deux systèmes de lignes apparaissent simultanément et leurs orientations peuvent être comparées en chaque endroit.

Lorsque les cylindres sont vus comme à la fig. 6 d, les parties courbes des trajectoires des contraintes ont partout une orientation complètement différente de celle des ostéons longitudinaux. Par contre, lorsqu'ils sont vus comme à la fig. 6 e, l'orientation longitudinale des trajectoires des contraintes correspond très bien à celle des ostéons. Il faut rappeler que les trajectoires incurvées des contraintes ne conduisent que de petites contraintes, que par contre les contraintes maximales agissent suivant les trajectoires longitudinales des contraintes. Pour la situation choisie du plan de flexion, les ostéons sont donc orientés de façon très favorable pour les contraintes maximales puisqu'ils correspondent à l'orientation des trajectoires longitudinales des contraintes (fig. 6 e). Ils sont par contre orientés de façon défavorable pour supporter les petites contraintes des trajectoires incurvées (fig. 6 d). La structure de la corticale semble donc construite aussi favorablement que possible pour supporter les contraintes élevées lors de la sollicitation dans le plan donné et de façon moins appropriée pour supporter les petites contraintes.

Pour déterminer si la structure de la corticale est construite de façon adéquate, il est important de se rappeler que *le plan dans lequel l'os tubulaire est sollicité en flexion ne garde pas une orientation constante* mais change de direction lors de la mobilisation du membre. Lors de chaque rotation du plan de flexion, le flux des contraintes, c.-à-d. le réseau des contraintes principales se produisant dans la corticale (trajectoires des contraintes), tourne dans le même sens. Ce fait peut être illustré par le modèle. Donnons au cylindre interne sur lequel sont dessinées les trajectoires des contraintes qui apparaissent dans la corticale, différentes positions par rapport au cylindre externe sur lequel sont dessinés les ostéons. Dans n'importe quelle position, les trajectoires longitudinales qui conduisent les contraintes maximales ont la même direction que les ostéons puisque ceux-ci sont longitudinaux sur la totalité du cylindre externe. Par conséquent, *pour chaque orientation du plan de flexion,* les ostéons sont arrangés de la façon la plus favorable possible pour reprendre les contraintes maximales.

Si la corticale présentait une structure trajectorielle, les ostéons auraient la même direction que les trajectoires des contraintes dessinées sur le cylindre fig. 6 b et c. Alors la structure serait adéquate pour la sollicitation dans ce plan bien déterminé, aussi bien pour les grandes que pour les petites contraintes. Pour toute autre orientation du plan de flexion, la direction des ostéons ne correspondrait plus nulle part à celle des trajectoires des contraintes exercées. Par exemple, pour une rotation du plan de flexion de 90°, les trajectoires longitudinales des contraintes apparaîtraient dans la corticale là où se trouveraient les ostéons incurvés et les trajectoires incurvées des contraintes là où les ostéons seraient presque parallèles à l'axe. Une structure trajectorielle de la corticale serait donc défavorable. *Du fait que les ostéons ont une direction longitudinale partout dans la corticale, pour chaque orientation du plan de flexion, les contraintes maximales sont reprises d'une manière optimale.*

L'os cortical ne comprend que des ostéons longitudinaux. Cette structure anatomique est donc plus appropriée qu'une structure trajectorielle qui ne serait orientée que pour

une sollicitation en flexion d'une orientation bien déterminée.

Il y a des cas où la forme et la sollicitation sont pathologiques, par exemple dans l'os incurvé par le rachitisme où les lignes de fentes suivent un trajet anormal. Dans ces cas, l'architecture est-elle adaptée à la fonction pathologique, de sorte que les ostéons soient maintenant orientés dans la direction des nouvelles trajectoires?

Voici tout d'abord un fémur incurvé par le rachitisme (fig. 7 et 8). A la figure 7, le trajet des lignes de fentes est représenté sur la face latérale du fémur. Les images voisines b et c montrent les lignes de laque, c.-à-d. les trajectoires fonctionnelles, sur la même partie latérale. La fig. b indique les trajectoires de compression et la fig. c celles de traction. Les lignes de fentes sont longitudinales et presque parallèles aux deux bords. Les trajectoires de



Fig. 7 a–c

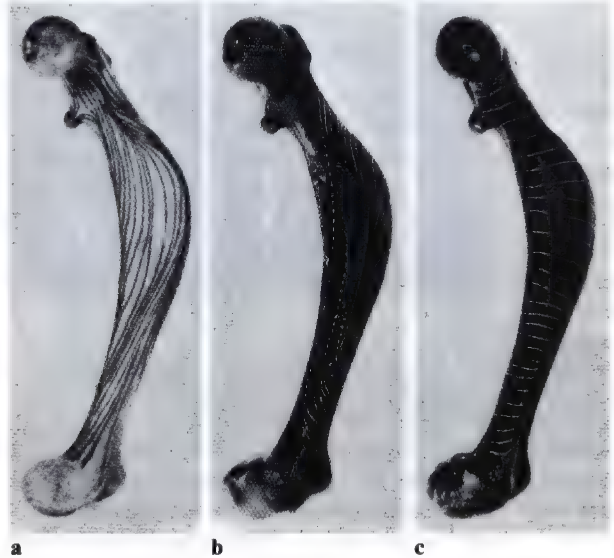


Fig. 8 a–c

compression (b) sont par contre transversales. A première vue, les trajectoires de traction (c) présentent une certaine analogie avec le parcours des lignes de fentes. Un examen plus attentif fait cependant apparaître une différence fondamentale : les trajectoires de traction sont perpendiculaires au bord concave alors que les lignes de fentes lui sont à peu près parallèles.

Sur la face médiale du même fémur (fig. 8), les lignes de fente (a) sont de nouveau longitudinales et à peu près parallèles aux contours. Sur cette face, les trajectoires de compression (b) présentent une certaine similitude avec les lignes de fentes, contrairement à ce qui se passe à la face latérale. Mais on retrouve ici aussi la même différence fondamentale entre les deux systèmes de lignes : à la face médiale les trajectoires sont perpendiculaires au bord convexe. Sur cette face, les trajectoires de traction (c) sont transversales. Elles ont la même orientation que les trajectoires de compression sur la face latérale. Les trajectoires fonctionnelles paraissent suivre une direction différente sur les deux faces du fémur. Ceci provient de ce que celui-ci n'est pas sollicité en flexion dans le plan de son incurvation. Le plan de la sollicitation en flexion s'écarte fortement du plan d'incurvation de l'os. C'est pourquoi, pour comparer les trajectoires fonctionnelles avec l'orientation des lignes de fentes, il ne faut utiliser que la même face du fémur.

Cette différence fondamentale entre les deux systèmes de lignes apparaît aussi évidente dans le tibia incurvé par le rachitisme (fig. 9). Sur les deux segments droits du tibia, les lignes de fentes (a) sont longitudinales aussi bien sur la face médiale que sur la face latérale. Les lignes de laque, c.-à-d. les trajectoires de la fonction (b), y forment les arcs caractéristiques correspondant à la théorie. Les pointes des ogives sont dirigées vers les articulations. Au niveau du sommet de la courbure, on met en évidence ici aussi des différences caractéristiques et considérables entre les deux systèmes de lignes.

Il apparaît donc que, dans l'os incurvé également, l'orientation des lignes de fentes diffère de façon considérable et caractéristique de celle des trajectoires fonctionnelles. Ainsi la structure de la corticale ne s'adapte pas non plus à la fonction lorsque la forme est pathologique.

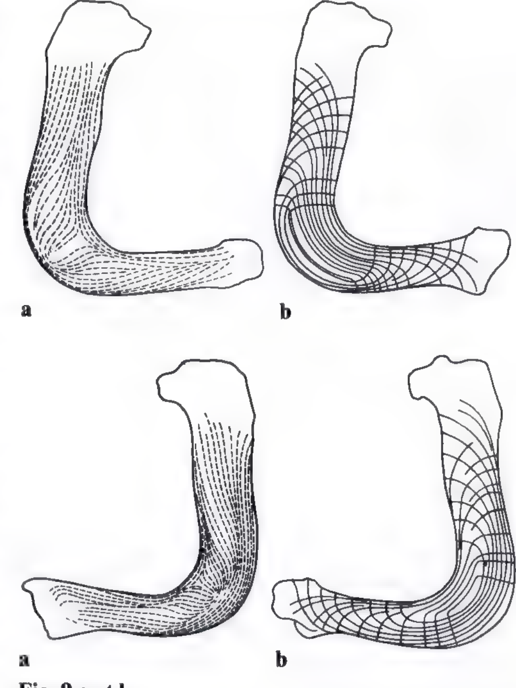


Fig. 9 a et b

Il faut encore expliquer ce qui provoque le trajet anormal des lignes de fentes dans l'os incurvé. Si l'on compare le trajet des lignes de fentes dans un os normal et dans un os incurvé par le rachitisme, il apparaît que l'incurvation entraîne une modification caractéristique de la direction des lignes de fentes. Cette modification se retrouve dans tous les cas. Plus l'os est incurvé, plus fort et plus soudainement les lignes de fentes sont déviées à partir des deux articulations vers le sommet de l'incurvation. C'est ainsi que dans un os fortement incurvé, il existe au niveau du sommet de l'incurvation une zone où les lignes de fentes sont presque perpendiculaires à l'axe de l'os (fig. 10). On observe une déviation identique de la direction normale des ostéons lors de l'inclinaison de l'ébauche cartilagineuse durant le développement embryonnaire de l'os tubulaire. Les observations de MURRAY et SELBY, LANDAUER et STUDITZKY le démontrent (fig. 11) [2]. On peut en conclure

[2] Les images fig. 11 sont empruntées au travail de MURRAY et SELBY : Intrinsic and extrinsic factors in the primary development of the skeleton. Arch. f. Entw. Mech. Vol. 122, 1930.

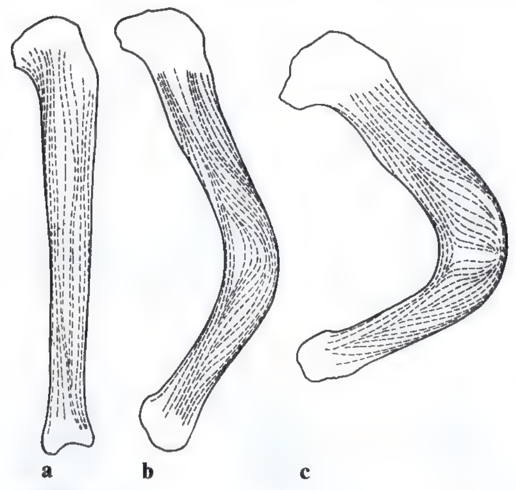


Fig. 10 a–c

qu'il existe une relation de cause à effet entre le parcours des lignes de fentes et la modification de forme de l'os. Pour éclairer cette interdépendance, j'ai tenté d'expliquer expérimentalement l'influence d'une courbure de l'os sur le trajet des lignes de fentes. Je suis parti de l'idée que le manchon périostique, du point de vue mécanique, constitue une enveloppe élastique qui doit être tendue plus fortement en direction longitudinale qu'en direction transversale puisque les faisceaux principaux de fibrilles sont longitudinaux. Pour créer des conditions expérimentales analogues, j'ai tendu sur un cadre rectangulaire une membrane de caoutchouc diaphane de sorte que la tension longitudinale était plus grande que la tension transversale. J'ai ensuite montré par une expérience photo-élastique l'influence d'une incurvation latérale progressive du cadre sur le trajet des contraintes de traction dans la membrane de caoutchouc. Les fig. 12 a à d illustrent le résultat de cette recherche. La première figure (a) montre que les trajectoires de traction sont droites, longitudinales et parallèles à l'axe et aux bords, à cause de la prépondérance de la tension longitudinale dans la membrane. Celle-ci a été ensuite progressivement incurvée par raccourcissement du côté concave du cadre, alors que le côté convexe gardait sa longueur initiale, par analogie au processus de l'incurvation rachitique de l'os tubulaire. A cause de l'incurvation progressive du cadre, la tension longitudinale de la membrane diminue de plus en plus du côté concave, alors qu'elle garde sa grandeur initiale du côté convexe. La tension transversale reste inchangée dans toute la largeur de la membrane. En conséquence, avec l'augmentation de l'incurvation, les trajectoires de traction sont déviées de plus en plus vers le bord convexe. Elles s'y concentrent, comme les deux figures suivantes b et c le montrent. Dans la dernière expérience (d), à cause de l'incurvation considérable, au niveau du sommet de celle-ci, la tension transversale est devenue plus grande que la ten-

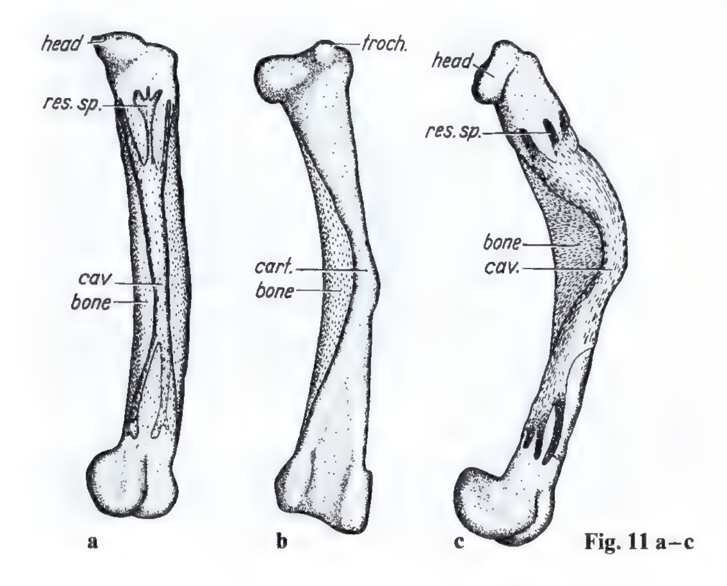


Fig. 11 a–c

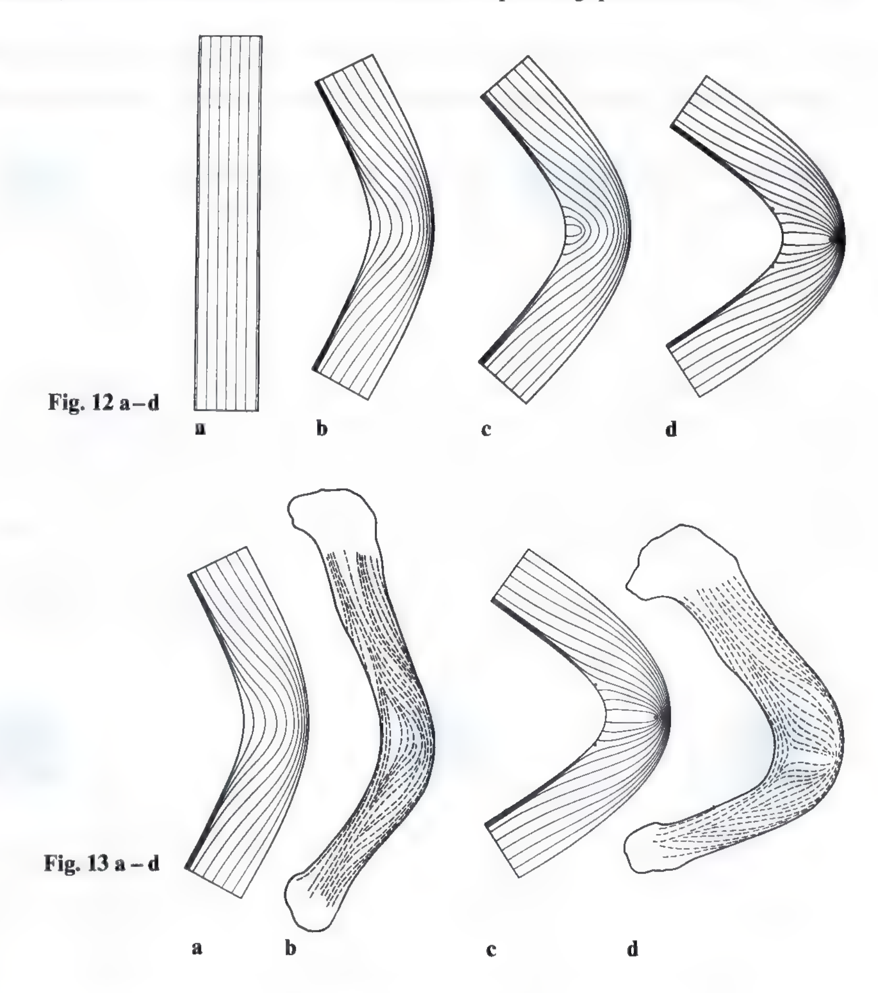


Fig. 12 a–d

Fig. 13 a–d

sion longitudinale sur presque toute la largeur de la membrane, jusqu'au point singulier où tensions longitudinale et transversale sont égales. Par conséquent, au niveau du sommet de la courbure les trajectoires de traction ne doivent plus être longitudinales mais bien transversales par rapport à l'axe de la membrane.

A part des perturbations mineures, l'image trajectorielle de la membrane tendue correspond parfaitement à l'image des lignes de fentes d'un os tubulaire incurvé de la même façon (fig. 13).

Il s'agit ici d'une preuve expérimentale de ce que les lignes de fentes sont orientées comme les trajectoires de traction dans une membrane étirée de façon prépondérante en direction longitudinale, le périoste. M. Benninghof l'avait déjà souligné. L'expérimentation démontre en outre que la direction anormale des ostéons dans l'os incurvé n'est pas due à une modification de la fonction mais uniquement à une modification de la forme. L'orientation anormale des ostéons ne représente pas une architecture conditionnée par la fonction et adaptée à une nouvelle sollicitation. Elle constitue un changement secondaire de la structure de croissance, provoqué par l'incurvation de l'os, et elle exprime le changement de direction des trajectoires de croissance dans le manchon périostique.

L'adaptation de la corticale à un changement de la sollicitation ne se fait donc pas par une adaptation de sa structure macroscopique mais, comme je l'ai démontré ailleurs, par une adaptation de la forme de sa coupe et de la distribution du matériau dans celle-ci.

6. Principes de construction de l'extrémité inférieure. Leur importance pour la sollicitation du squelette du membre

Deuxième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 18 figures

Dans ma première contribution, j'ai analysé l'effet des muscles et des ligaments ainsi que celui de l'axe osseux sur la sollicitation de l'os tubulaire. Le présent travail montrera de quelle façon les principes de construction décrits précédemment sont appliqués dans un système articulé, celui du membre inférieur, et comment ils influencent la sollicitation mécanique du fémur et du tibia ainsi que celle des grandes articulations. Dans ce but, j'utilise une représentation schématique. Le squelette du membre inférieur est d'abord considéré comme une seule colonne mise en charge. Ses particularités de structure ayant un effet statique y sont introduites l'une après l'autre. Leur influence sur la sol-

* Z. Anat. Entwickl. Gesch. 114, 528–538 (1950).

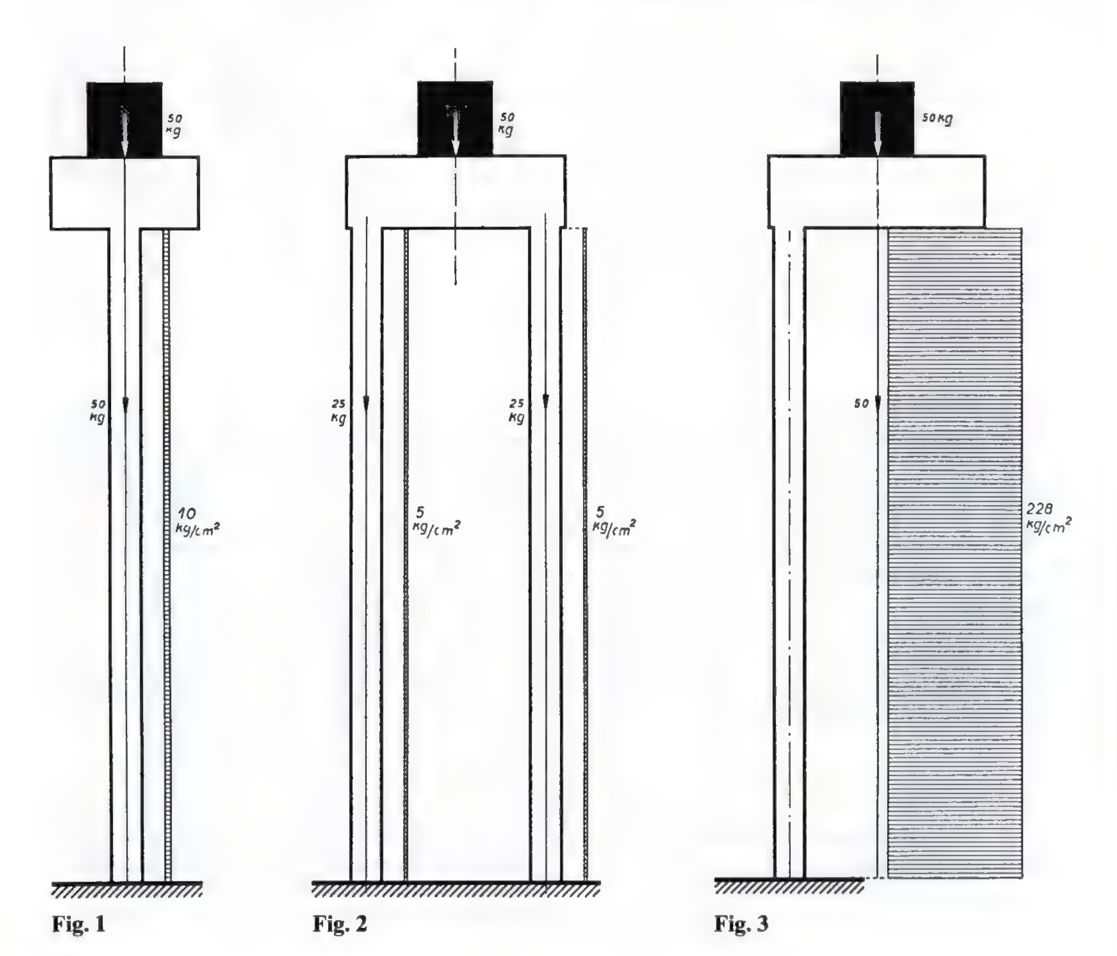


Fig. 1 Fig. 2 Fig. 3

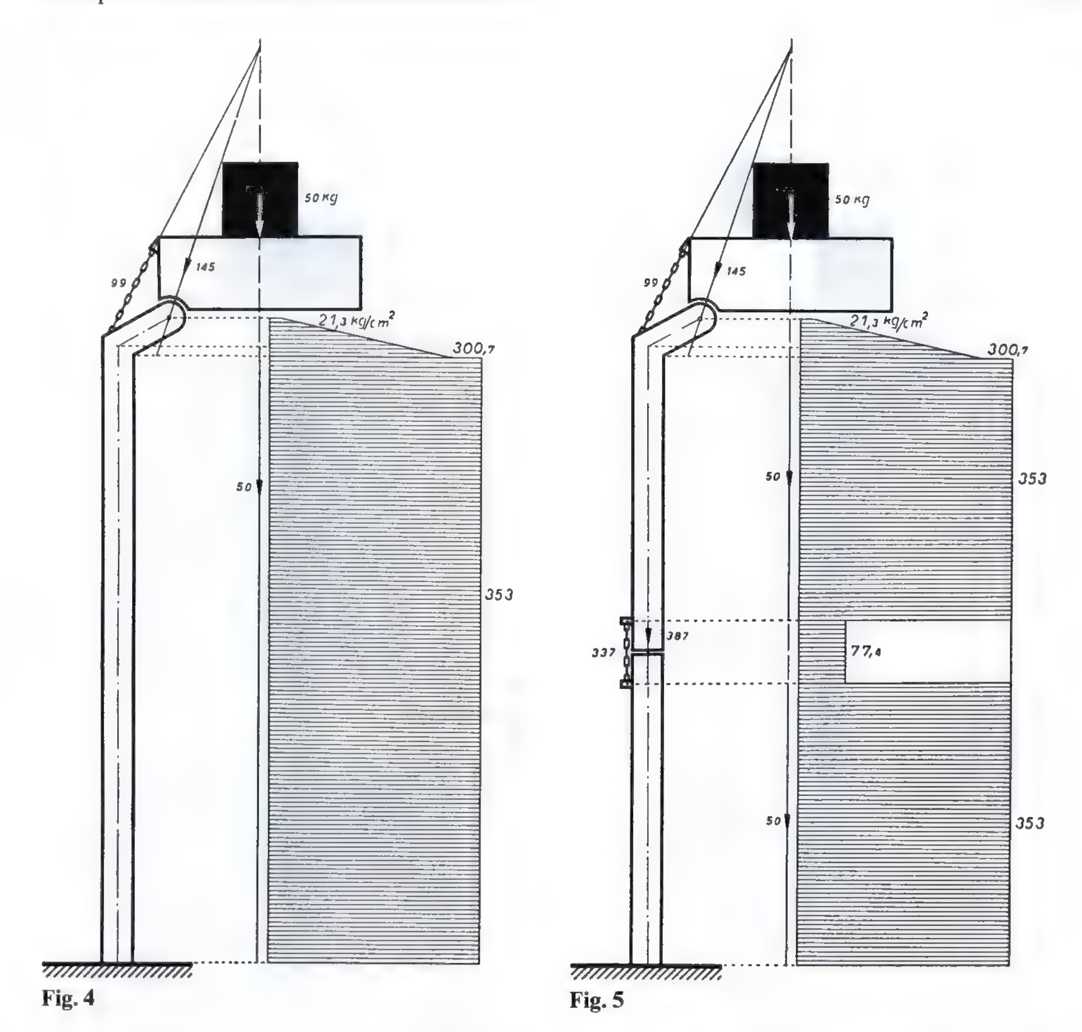


Fig. 4

Fig. 5

licitation de la colonne est chaque fois analysée quantitativement et représentée graphiquement.

En simplifiant à l'extrême, admettons d'abord (fig. 1) que le squelette du membre inférieur soit constitué d'une seule colonne sollicitée axialement en compression par le poids du corps. Pour les dimensions choisies, la grandeur de la compression y atteint 10 kg/cm². Le diagramme des contraintes représente à l'échelle la grandeur et la distribution de la sollicitation le long de la colonne. Il en est de même pour toutes les figures suivantes.

Le deuxième schéma (fig. 2) caractérise la sollicitation du squelette du membre inférieur par le poids du corps lors de l'appui symétrique sur les deux pieds. La charge se trouve au-dessus du milieu de la traverse (bassin). Elle est répartie symétriquement sur les deux colonnes. La sollicitation de chacune de celles-ci ne vaut donc que la moitié de celle de la colonne du premier schéma, soit 5 kg/cm².

Dans le troisième schéma (fig. 3), la colonne de droite a été enlevée. Par conséquent, celle de gauche est de nouveau sollicitée par la totalité de la charge. Toutefois, puisque la charge est située excentriquement par rapport à la colonne, la sollicitation de celle-ci n'est pas doublée (10 kg/cm²) mais multipliée par près de 45 (228 kg/cm²). Cette augmentation extraordinaire de la sollicitation provient de ce que maintenant la colonne est sollicitée par la charge non seulement en compression mais en même temps très fortement en flexion. C'est fondamentalement le

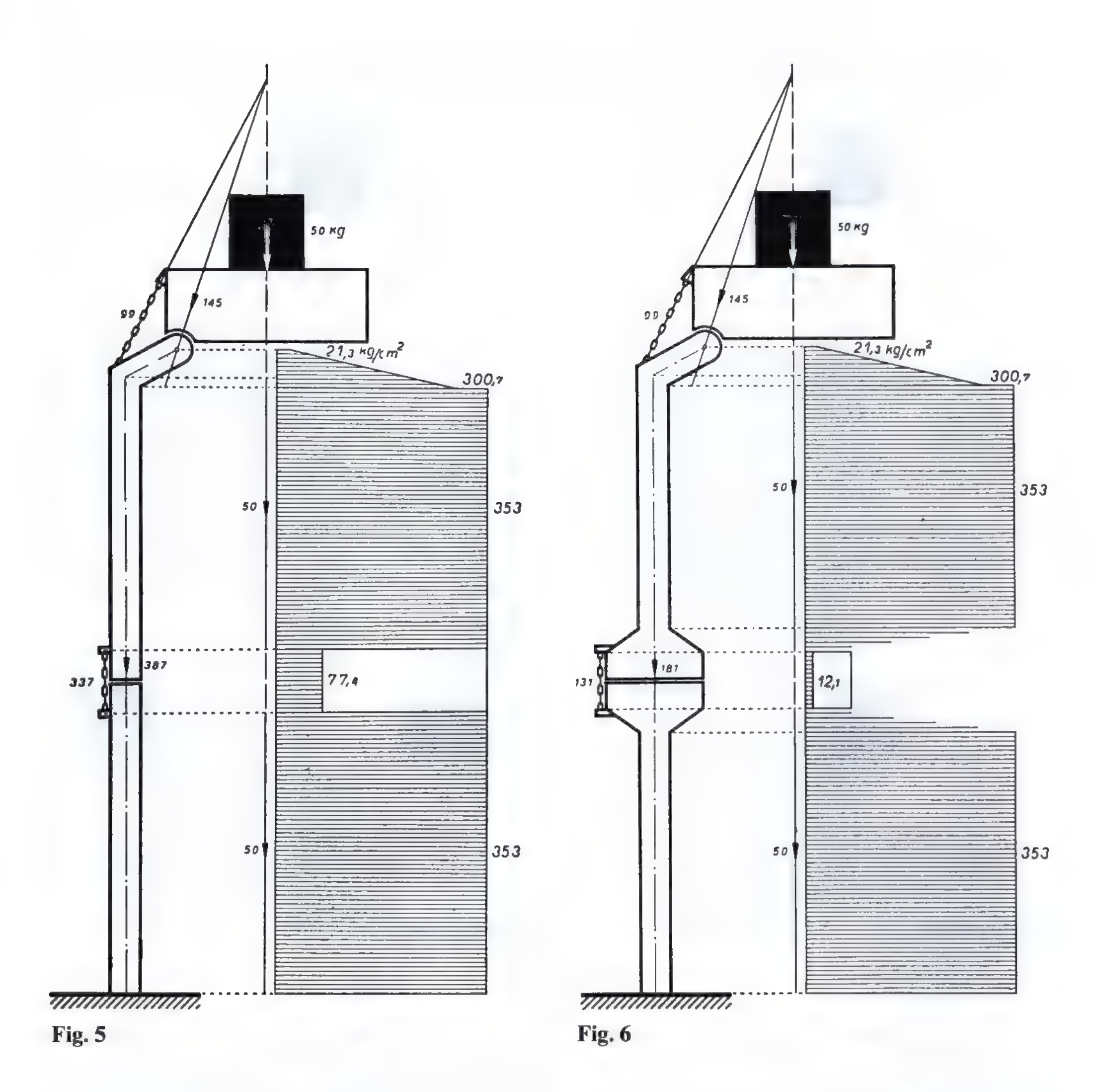


Fig. 5

Fig. 6

même type de sollicitation que le poids du corps situé excentriquement provoque dans le squelette du membre inférieur lors de la période d'appui unilatéral de la marche.

Le quatrième schéma (fig. 4) comprend, à l'extrémité supérieure de la colonne, la première articulation nécessaire pour l'appareil moteur (hanche). La traverse tend maintenant à basculer vers la droite sous l'effet de la charge. Il faut donc ajouter un tirant (muscles abducteurs) qui tend à faire basculer la traverse vers la gauche avec le même moment. Pour obtenir du tirant l'effet le plus favorable, la distance de celui-ci au centre de rotation de l'articulation, c.-à-d. son bras de levier, doit être choisi aussi long que possible. Dans ce but, la colonne est coudée vers l'extérieur à l'insertion du tirant. A cause de l'interposition de l'articulation, deux forces agissent sur le segment ponté par le tirant (col fémoral) : la charge (50 kg) et la traction du tirant (99 kg). La résultante des deux forces détermine la sollicitation de l'extrémité supérieure de la colonne. Elle passe d'une part par le point d'intersection des deux forces et d'autre part par le centre de rotation de l'articulation, puisque la traverse est en équilibre. La grandeur de la force de compression résultante correspond à la somme géométrique des deux forces et atteint

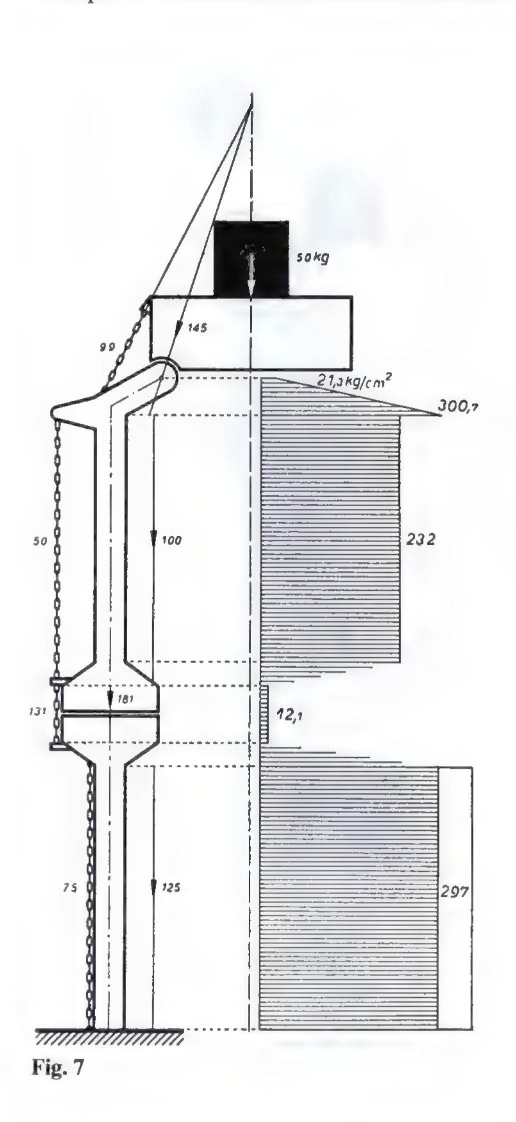


Fig. 7

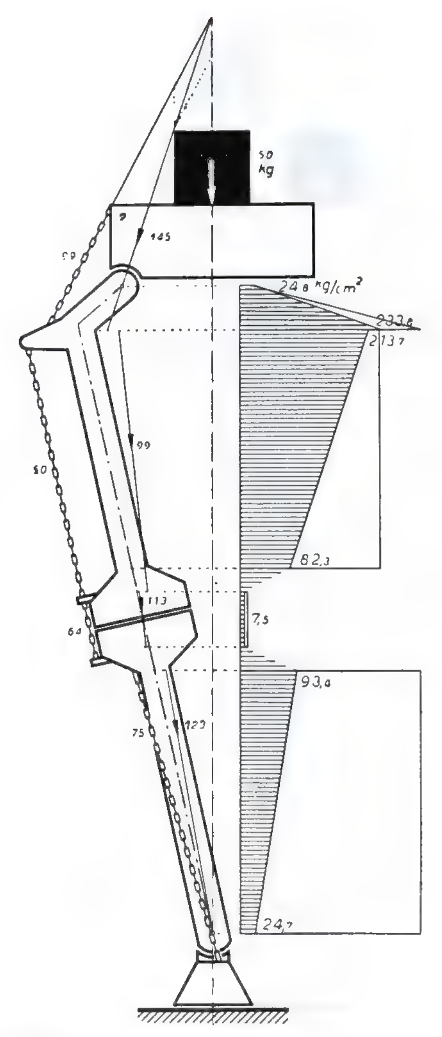


Fig. 8

145 kg. L'interposition de l'articulation augmente la *force de compression* qui agit sur l'extrémité supérieure de la colonne d' environ trois fois (de 50 kg à 145 kg). Malgré cela, la *sollicitation* de l'extrémité supérieure de la colonne est considérablement réduite parce que la force de compression résultante agit au bout d'un bras de levier beaucoup plus court que la charge seule. Elle exerce par conséquent un effet fléchissant beaucoup plus petit. La distance entre la résultante et l'axe de la colonne devient de plus en plus courte entre le point d'attache inférieur du tirant et l'articulation. Elle est nulle au centre de l'articulation. L'action fléchissante de la résultante et, par conséquent, la grandeur de la sollicitation diminuent donc progressivement vers le centre de l'articulation. Au niveau de ce centre, l'action fléchissante de la charge est complètement éliminée par le tirant. Il s'y exerce une compression pure de sorte que la sollicitation est réduite de 228 kg/cm² à 21,3 kg/cm² dans l'articulation c.-à-d. à peu près au 1/10. Mais, par contre, dans la partie inférieure de la colonne elle passe de 228 kg/cm² à 353 kg/cm² parce que le coude de l'extrémité supérieure de la colonne écarte davantage toute la partie inférieure de celle-ci de la ligne d'action de la charge. Le bras de levier au bout duquel la

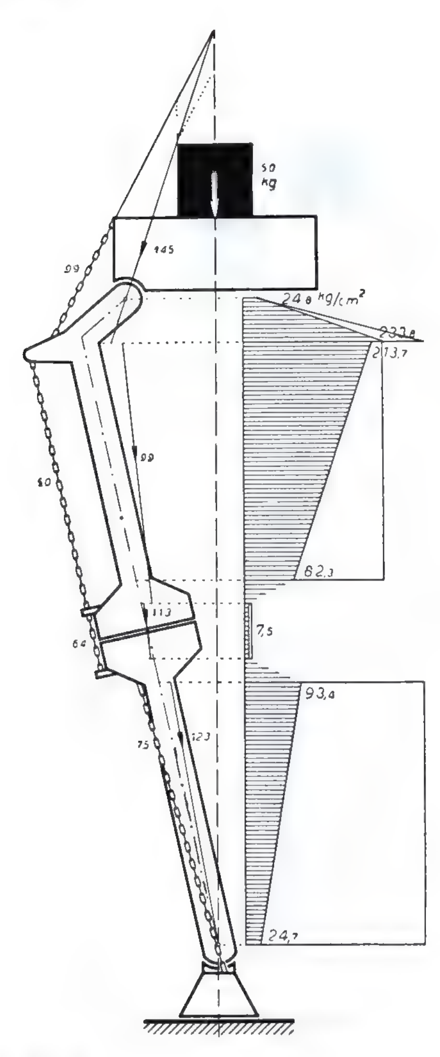


Fig. 8

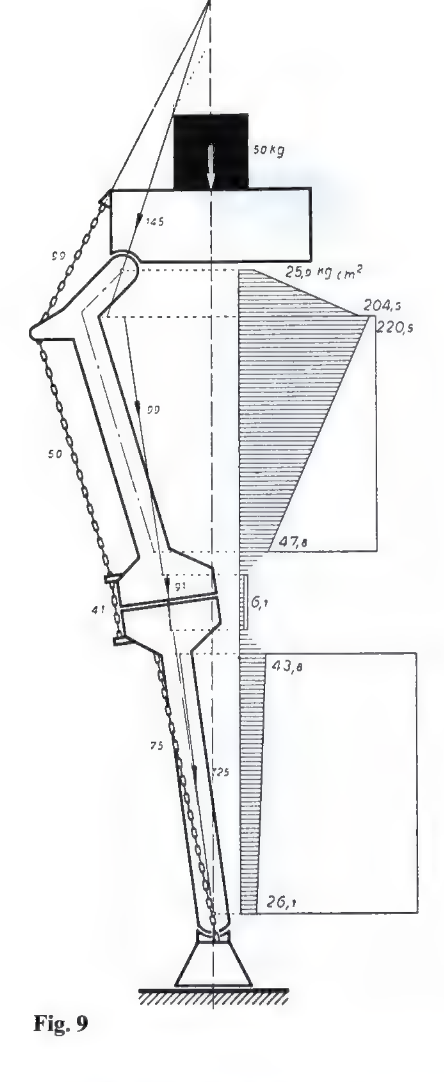


Fig. 9

charge agit en flexion sur cette partie de la colonne est donc considérablement allongé. Le tirant agit comme un hauban et réduit la sollicitation en flexion que subit l'extrémité supérieure de la colonne sous l'effet de la charge. La sollicitation de l'extrémité coudée de la colonne diminue donc progressivement vers l'articulation.

Le cinquième schéma (fig. 5) comporte la deuxième articulation nécessaire. Il s'agit d'une charnière dont l'axe se trouve dans le plan du papier (genou). Pour conserver à la colonne tronçonnée sa capacité de porter, il faut ajouter un tirant à gauche de cette articulation. Celui-ci tend à faire pivoter le tronçon supérieur de la colonne vers la gauche avec le même moment que celui avec lequel la charge tend à le basculer vers la droite. Grâce au tirant (ligament latéral) qui agit comme un hauban, l'effet fléchissant de la charge est complètement éliminé au niveau de l'articulation de sorte que la résultante de la charge et de la traction du tirant agit dans l'axe de la colonne et sollicite l'articulation purement en compression. La force de traction dans le tirant est très grande (337 kg) car ce tirant agit au bout d'un bras de levier beaucoup plus court que la petite charge (50 kg). La force de compression résultante exercée sur l'articulation représente la somme

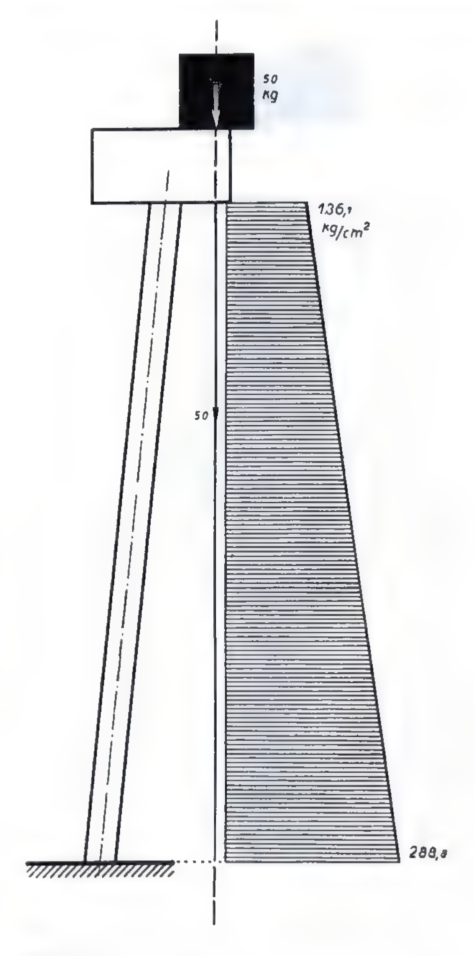


Fig. 10

Fig. 11

des deux forces (387 kg). Malgré cela, la sollicitation en compression de l'articulation est tombée de 353 kg/cm² à 77,4 kg/cm² parce qu'au niveau de l'articulation le hauban a complètement éliminé la flexion provoquée par la charge.

Dans le sixième schéma (fig. 6), l'articulation est élargie de façon à augmenter sa résistance au basculement latéral. En même temps, l'élargissement diminue considérablement la pression articulaire et la tension dans le tirant. La dimension de l'élargissement ici choisi correspond à peu près à la largeur du genou. La sollicitation en compression de l'articulation tombe dans le schéma de 77,4 kg/cm² à 12,1 kg/cm². La tension dans le tirant est réduite de 337 kg à 131 kg. Dans le squelette du membre inférieur, ceci signifie que l'élargissement du genou ramène la pression articulaire à une grandeur supportable pour le cartilage et diminue de façon importante la sollicitation en traction du ligament latéral.

Dans le septième schéma (fig. 7), la sollicitation élevée qui persiste dans le tronçon supérieur est réduite par l'addition d'un autre tirant (tractus ilio-tibial). Pour permettre à celui-ci un effet plus grand de contre-flexion, une saillie est ajoutée à l'extrémité supérieure de la colonne (grand trochanter), ce qui allonge le bras de levier au bout duquel le tirant agit en flexion sur la colonne. La tension du tirant ramène la sollicitation de cette partie de la colonne de 353 kg/cm² à 232 kg/cm². D'une façon analogue la sollicitation élevée de la partie inférieure de la co-

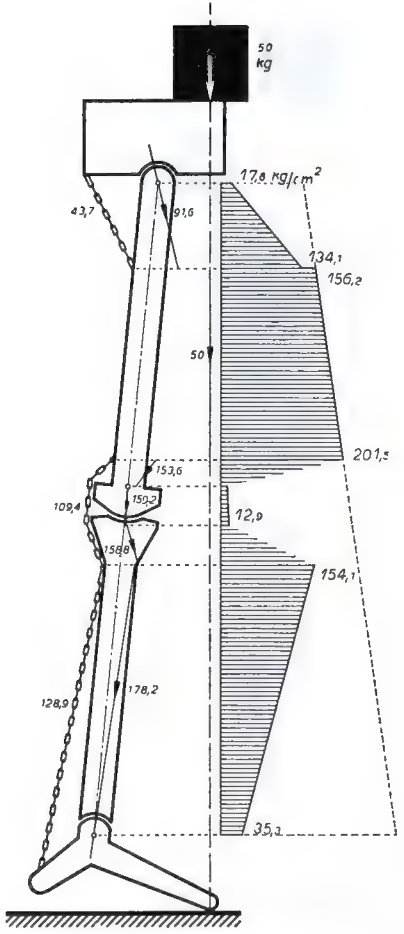


Fig. 11

Fig. 12

lonne est réduite de 353 kg/cm² à 297 kg/cm² par l'addition d'un autre tirant (résultante des muscles fléchisseurs).

Dans le huitième schéma (fig. 8), la dernière articulation est ajoutée à l'extrémité inférieure de la colonne. Pour éviter le basculement vers la droite, cette dernière doit pivoter vers la gauche autour de l'articulation inférieure jusqu'à ce que la ligne d'action de la charge passe par le centre de rotation de cette articulation. L'inclinaison de la colonne entraîne une diminution de haut en bas de la distance entre la colonne et la ligne d'action de la charge. De cette façon, le bras de levier au bout duquel la charge agit en flexion sur la colonne devient de plus en plus court vers le bas et nul à la hauteur de l'articulation. L'inclinaison de la colonne diminue donc considérablement la sollicitation. En particulier, la force de compression dans l'articulation du milieu passe de 181 kg à 113 kg, la sollicitation en compression de 12,1 kg/cm² à 7,4 kg/cm² et la tension dans le tirant de 131 kg à 64 kg.

Dans le neuvième schéma (fig. 9), un coude de la colonne vers la droite, à hauteur de l'articulation intermédiaire (valgum physiologique), diminue encore la sollicitation de la colonne de même que celle de l'articulation intermédiaire et de son tirant. La sollicitation en compression de l'articulation tombe de 7,5 kg/cm² à 6,1 kg/cm² et la tension dans le tirant de 64 kg à 41 kg.

Le raisonnement précédent concerne la sollicitation du squelette du membre inférieur par des forces agissant dans le plan frontal.

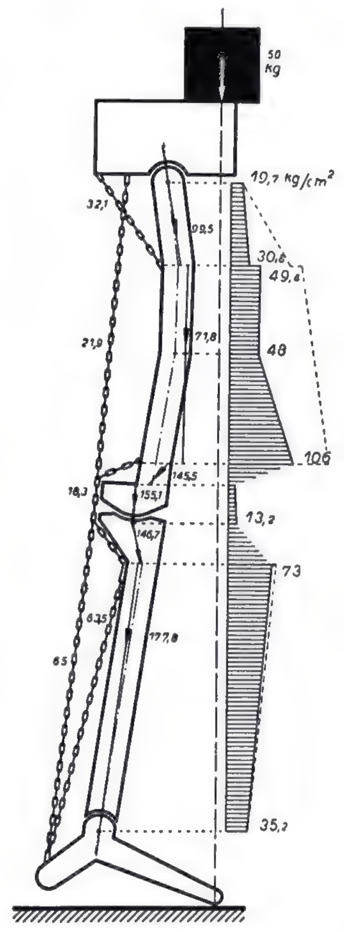


Fig. 13

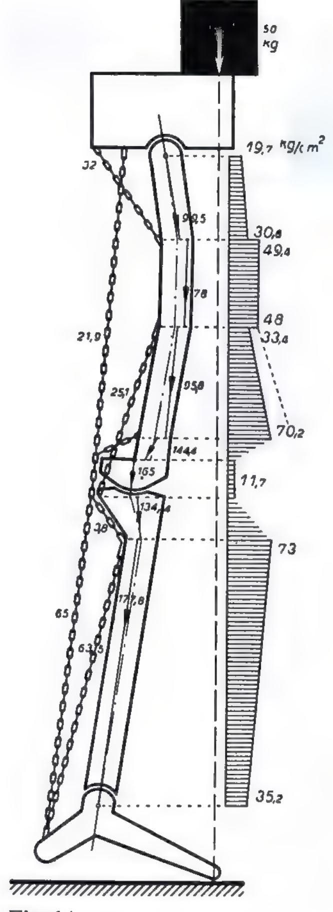


Fig. 14

Dans la suite, la même analyse sera conduite pour les forces qui agissent dans le plan sagittal. Le raisonnement partira du schéma d'une colonne fixe ayant à peu près la même inclinaison par rapport à la direction de la charge que le squelette du membre inférieur par rapport à la ligne d'action du poids du corps en un instant précis de la période d'appui unilatéral de la marche [1].

Dans le premier schéma (fig. 10), la colonne est sollicitée par la charge simultanément en compression et en flexion. A cause de son inclinaison, la distance entre son axe et la ligne d'action de la charge, c.-à-d. le bras de levier au bout duquel la charge agit sur elle, s'allonge de haut en bas. Ainsi la sollicitation s'accroît de haut en bas. Elle passe de 136,1 kg/cm² à 288,8 kg/cm².

Dans le deuxième schéma (fig. 11), les trois articulations sont interposées dans la colonne. Chacune d'elle est fixée de la façon la plus simple, par *un seul* tirant (muscle monoarticulaire) dont le moment par rapport à l'articulation a la même grandeur que celui de la charge. L'extrémité inférieure de la colonne présente la forme d'un pied. La ligne d'action de la charge passe par le point d'appui antérieur de celui-ci de sorte que la colonne se trouve sur le sol en équilibre instable. Chacun des tirants agit comme un hauban et, dans le segment de la colonne qu'il ponte, il diminue la sollicitation de façon croissante en allant vers l'articulation. Au ni-

[1] Phase 20 de la première expérience de O. Fischer, durant le déroulement du pied.

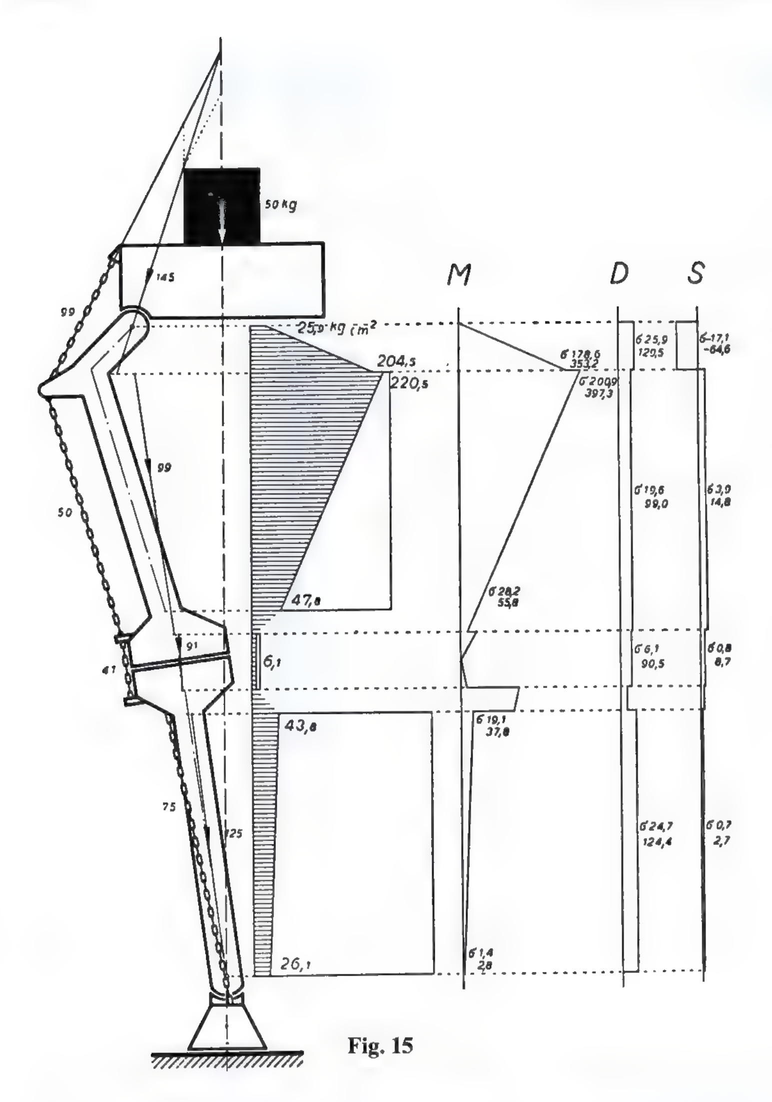


Fig. 15

veau de celle-ci, la flexion est complètement éliminée puisqu'il y a équilibre. Les articulations sont donc sollicitées purement en compression. Bien que la tension du tirant augmente considérablement la *force de compression* agissant sur elles (sur l'articulation supérieure de 50 kg à 91,6 kg, sur l'intermédiaire de 50 kg à 159,2 kg et sur l'inférieure de 50 kg à 178,2 kg), elle diminue considérablement leur *sollicitation* (dans l'articulation supérieure de 136,1 kg/cm² à 17,8 kg/cm², dans la moyenne de 215,9 kg/cm² à 12,9 kg/cm² et dans l'inférieure de 288,8 kg/cm² à 35,3 kg/cm²).

Le troisième schéma (fig. 12) comporte deux tirants additionnels. L'un ponte tout le tronçon supérieur de la colonne, l'autre tout le tronçon inférieur y compris les articulations (muscles biarticulaires). Ces tirants réduisent encore davantage la sollicitation des deux tronçons de la colonne sur toute la longueur bien que leur tension augmente la force de compression résultante.

Dans le quatrième schéma (fig. 13), une incurvation appropriée de l'axe du tronçon supérieur et de celui du tronçon inférieur de la colonne entraîne une réduction supplémentaire de la sollicitation (courbure sagittale de la diaphyse du fémur, rétroposition de la tête du tibia). La courbure rapproche l'axe de l'os de la ligne d'action de la charge. Elle raccourcit ainsi le bras de levier au

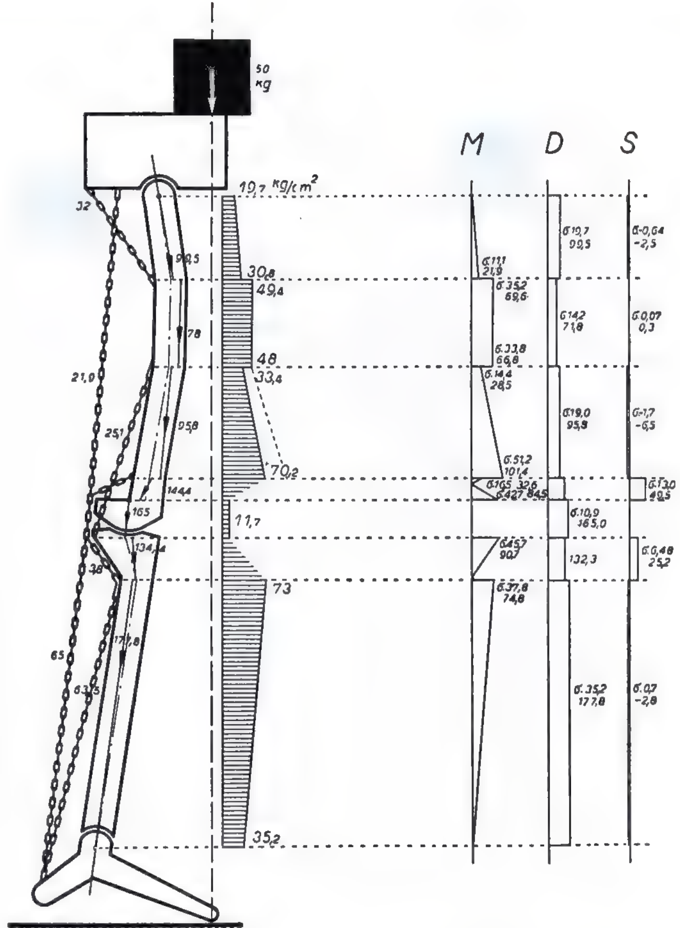


Fig. 16

bout duquel la charge agit sur l'axe de la colonne.

Dans le cinquième schéma (fig. 14), un autre tirant a été ajouté au tronçon supérieur de la colonne. Il ne ponte que la moitié inférieure de ce tronçon, y compris l'articulation (courte portion du biceps). Grâce à ce tirant, le pic de sollicitation au voisinage de l'articulation intermédiaire est réduit. Les ressauts du diagramme sont dus aux points d'attache des tirants. Au niveau de l'os tubulaire, ils sont éliminés par l'étendue des insertions musculaires. Par conséquent, après suppression des pics de contraintes, la sollicitation du fémur croît de façon constante mais modérée en direction du genou.

Les figures 15 et 16 représentent graphiquement non seulement la distribution quantitative de la sollicitation maximale mais aussi les modes de sollicitation et leur distribution sur toute la longueur de la colonne. La figure 15 les montre dans le plan frontal et la figure 16 dans le plan sagittal. Dans les deux figures, le diagramme hachuré indique la distribution quantitative de la sollicitation maximale absolue, sans tenir compte de la qualité de celle-ci. Les trois diagrammes voisins non hachurés illustrent les modes de sollicitation, sous *M* la grandeur de la flexion, sous *D* celle de la compression axiale et sous *S* celle du cisaillement.

Dans ces diagrammes, les chiffres sans σ indiquent la grandeur des forces, ceux qui sont précédés d'un σ les contraintes maximales provoquées par ces forces, c.-à-d. la sollicitation. Le diagramme des contraintes de cisaillement est construit à une échelle double parce que les contraintes de cisaillement sont

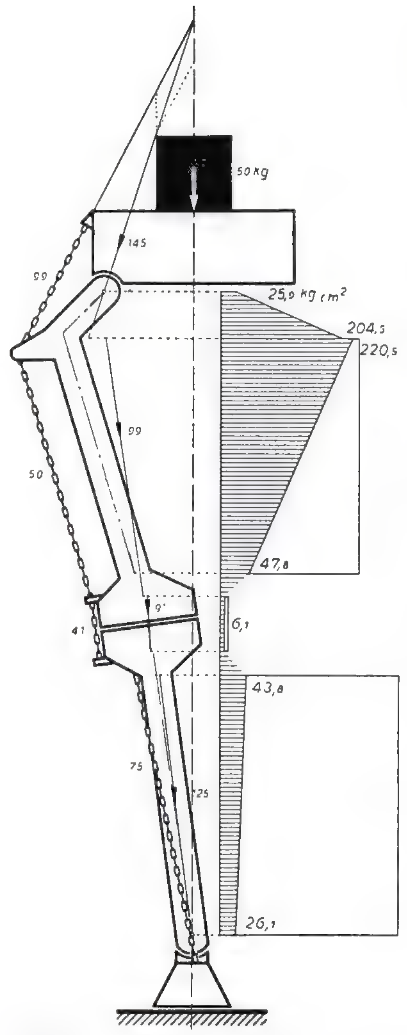


Fig. 17

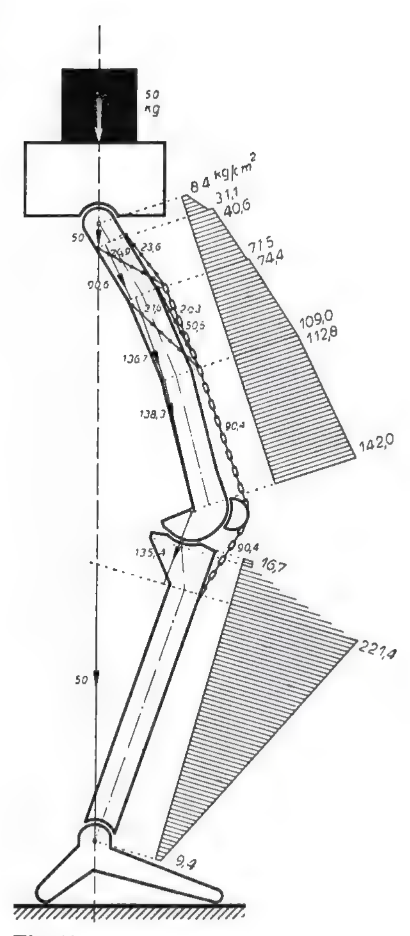
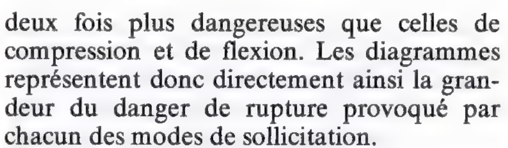


Fig. 18


deux fois plus dangereuses que celles de compression et de flexion. Les diagrammes représentent donc directement ainsi la grandeur du danger de rupture provoqué par chacun des modes de sollicitation.

Il en ressort que la flexion (*M*) est la plus grande et par conséquent constitue la composante dangereuse de la sollicitation de l'os tubulaire. En outre, lors de la sollicitation, le cisaillement maximal (*S*) n'apparaît qu'à des endroits précis de l'os tubulaire, différents dans les deux plans. Ainsi, lorsque le squelette du membre inférieur est sollicité, le plus grand cisaillement ne se produit dans le plan frontal qu'à l'extrémité proximale du fémur. Dans le plan sagittal par contre, il ne se produit qu'à l'extrémité distale du fémur et à l'extrémité proximale du tibia.

Cette constatation revêt une grande importance pour l'analyse de l'architecture du tissu spongieux et constitue un argument majeur, non encore pris en considération, pour la construction trajectorielle de ce tissu. En effet, les trajectoires des contraintes typiquement arquées et s'entrecroisant n'apparaissent qu'aux endroits où une sollicitation en cisaillement se surajoute à celle en flexion. Les travées spongieuses incurvées ne se trouvent dans le plan frontal qu'à l'extrémité supérieure du fémur. Dans le plan sagittal par

contre, elles ne se trouvent que de part et d'autre du genou, dans le fémur et dans le tibia. Dans les deux plans, elles n'existent donc qu'où se produit la plus grande sollicitation en cisaillement. Cette coïncidence à elle seule indique déjà que les travées spongieuses sont orientées suivant les trajectoires des contraintes.

Cette analyse simple convient pour se faire une idée claire de la grandeur de la sollicitation qui détermine la structure et l'adaptation de l'os tubulaire.

Ainsi le dernier schéma (fig. 17) indique, avec une bonne approximation, la sollicitation *décisive* dans le plan frontal et en particulier son accroissement sur la longueur des os et sa grandeur différente au niveau du fémur et du tibia.

Mais pour trouver la sollicitation décisive dans le plan sagittal, il faut se baser sur une autre position que celle qui a été choisie pour le raisonnement précédent. En effet, dans ce plan, la grandeur de la sollicitation se modifie très fortement pendant la période d'appui unilatéral, contrairement à ce qui se passe dans le plan frontal. Ceci provient d'abord de ce que le centre de gravité du corps se déplace de sa position derrière la hanche au début de la période d'appui unilatéral vers l'avant pour se trouver à la fin de cette période à peu près à la même distance en avant de la hanche. Cela provient aussi de ce que la situation du membre par rapport à la ligne d'action du poids du corps change considérablement à cause du passage de la flexion à l'extension de la hanche et du genou du membre en charge. Comme l'analyse l'a montré, la sollicitation responsable des plus grandes contraintes dans le plan sagittal apparaît pour une flexion du genou telle que la ligne d'action du poids du corps passe simultanément par le centre de la hanche et par celui de la cheville. Aucun muscle fléchisseur ne doit alors entrer en action pour maintenir l'équilibre. Cette position est finalement choisie (fig. 18) puisqu'elle indique avec une bonne approximation la distribution quantitative de la sollicitation maximale du membre inférieur dans le plan sagittal. Elle peut être comparée avec le schéma de la sollicitation décisive dans le plan frontal.

La comparaison des schémas fig. 17 et 18 montre que le fémur subit sa plus grande sollicitation dans le plan frontal et que celle-ci atteint son maximum à hauteur du grand trochanter. Elle diminue de là vers la hanche et vers le genou. Dans le plan sagittal, la sollicitation du fémur est plus petite, minimale à hauteur de l'articulation de la hanche. Elle s'accroît progressivement en direction du genou. Au tibia par contre, la sollicitation est de loin la plus grande dans le plan sagittal. Son maximum se trouve à hauteur de la tubérosité. De là elle diminue en direction de la hanche et de la cheville pour atteindre des valeurs très petites. Dans le plan frontal, la sollicitation du tibia est très petite et ne diminue que peu en direction de la cheville.

Malgré la simplification très poussée de cette analyse mécanique quantitative, il en ressort cependant une idée générale quant à l'importance statique des muscles et des ligaments ainsi que de l'incurvation des os tubulaires. Il faut en retenir les faits suivants.

1. La sollicitation la plus élevée de l'os long est provoquée par le poids du corps (éventuellement avec une charge additionnelle), parce que le poids du corps se trouve toujours plus ou moins excentrique par rapport à l'axe osseux. Par conséquent, il entraîne une grande sollicitation en flexion.

2. Les muscles et les ligaments nécessaires pour l'appareil de mouvement augmentent les forces de compression qui agissent sur l'os tubulaire mais n'augmentent pas la sollicitation de celui-ci. Au contraire, ils la diminuent considérablement parce que les muscles et les ligaments agissent comme des haubans et réduisent fortement la grande sollicitation en flexion due au poids du corps.

3. Le fémur subit sa sollicitation décisive, c.-à-d. maximale, dans le plan frontal, le tibia par contre dans le plan sagittal.

7. Importance des forces musculaires pour la régulation de la sollicitation de l'os tubulaire durant le mouvement du membre

Troisième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 14 figures

Dans mes deux premières contributions à l'étude de l'anatomie fonctionnelle, j'ai démontré que l'architecture de l'appareil moteur est basée sur des principes de construction qui maintiennent aussi petite que possible la sollicitation mécanique des os tubulaires. En particulier, l'importance statique des muscles a été expliquée et il a été démontré par quelques exemples que ceux-ci agissent comme des haubans. Ils réduisent ainsi considérablement la sollicitation en flexion très élevée que le poids du corps et d'éventuelles charges additionnelles imposent à l'os tubulaire.

Cet effet statique des muscles a été démontré pour un cas particulier, c.-à-d. pour une position bien déterminée du membre. Il faut maintenant savoir s'il revêt une importance générale. Dans l'affirmative, les muscles devraient avoir le même effet statique pour n'importe quelle autre position des membres et aussi durant le mouvement. Si le principe de la plus grande économie possible d'énergie se vérifie dans l'appareil moteur, l'action statique des muscles doit en outre être couplée avec leur action cinétique. En d'autres mots, les même muscles qui jouent le rôle nécessaire de hauban doivent se contracter pour fixer l'articulation. Au tibia par exemple, à l'instant de la période d'appui unilatéral pendant lequel la ligne d'action du poids du corps se trouve derrière l'os, un muscle situé devant celui-ci doit jouer le rôle de hauban vis-à-vis du poids du corps et ce doit être le même muscle qui fixe la cheville. Par contre, à l'instant de la période d'appui unilatéral pendant lequel le poids du corps agit devant le tibia, ce sont les muscles du mollet qui doivent constituer le hauban et, dans cette position, ils doivent aussi fixer la cheville. D'autre part, lors du mouvement du membre, la sollicitation en flexion du tibia provoquée par le poids du corps change continuellement. Elle est fondamentalement différente pour chaque position du squelette du membre inférieur, aussi bien en ce qui concerne le sens que la distribution quantitative de la flexion sur la longueur de l'os. Le mode d'action du hauban musculaire doit donc varier continuellement et s'adapter au fur et à mesure à la modification du mode d'action du poids du corps.

Dans le raisonnement suivant, nous rechercherons si ces exigences sont satisfaites. Il faut d'abord expliquer la sollicitation que subit l'os tubulaire sous l'effet du poids du corps. L'exposé préalable de quelques notions théoriques facilitera la compréhension.

Le poids d'un corps dont la masse peut être imaginée comme concentrée en son centre de gravité, agit toujours verticalement vers le bas dans la position de repos. La colonne verticale fig. 1 a est sollicitée en flexion par la charge excentrique. La ligne d'action de celle-ci se trouve à tous les niveaux à la même distance de l'axe de la colonne. La charge agit au bout du même bras de levier à chaque niveau de la colonne. Par conséquent, la sollicitation en flexion a la même grandeur sur toute la hauteur de celle-ci. Sa distribution quantitative est illustrée par le diagramme des contraintes. La longueur des traits horizontaux y indique la grandeur de la sollicitation en flexion à chaque endroit de la colonne. Dans son ensemble, le diagramme représente la surface des moments de flexion. Pour cette colonne, il revêt la forme d'un rectangle puisque la sollicitation en flexion est la même sur toute la hauteur. Le sens de la flexion provoquée par la charge est indiqué par le petit arc de cercle inscrit.

---

* Z. Anat. Entwickl. Gesch. 115, 327–351 (1950).

Celui-ci montre que la charge tend à infléchir la colonne, la rendant convexe vers la droite.

La ligne d'action verticale de la force forme un angle avec l'axe de la deuxième colonne, inclinée (fig. 1 b). A l'extrémité supérieure de celle-ci, où la ligne d'action de la charge croise l'axe de la colonne, il n'y a pas de sollicitation en flexion. Vers le bas, la distance entre la ligne d'action de la compression et l'axe de la colonne augmente progressivement. Il en est de même de la sollicitation en flexion. Par conséquent, la surface des moments revêt la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à hauteur de l'extrémité supérieure de la colonne. Le sens de la flexion due à la charge est le même qu'à la fig. 1 a.

La troisième colonne (fig. 1 c) est encore plus inclinée et, en outre, la charge y est déplacée vers la droite. Sa ligne d'action croise l'axe de la colonne en son milieu. La sollicitation en flexion atteint maintenant son maximum aux deux extrémités de la colonne et diminue jusqu'à zéro au milieu de celle-ci, où la ligne d'action de la charge croise l'axe. La surface des moments revêt la forme d'un double triangle (en sablier). Comme les arcs de cercle l'indiquent, la charge tend à infléchir la partie supérieure de la colonne en la rendant convexe vers la gauche, la partie inférieure en la rendant convexe vers la droite, c.-à-d. dans des sens opposés.

Ces exemples simples montrent qu'une colonne peut être sollicitée en flexion de différentes façons par une même charge. Le sens de la flexion et sa distribution quantitative sur la longueur de la colonne sont déterminés par la situation de la ligne d'action de la charge par rapport à l'axe de la colonne. Par ailleurs, les surfaces des moments de flexion fournissent une image extrêmement simple du mode particulier de la sollicitation en flexion, c.-à-d. de la distribution quantitative de la flexion sur la longueur de la colonne.

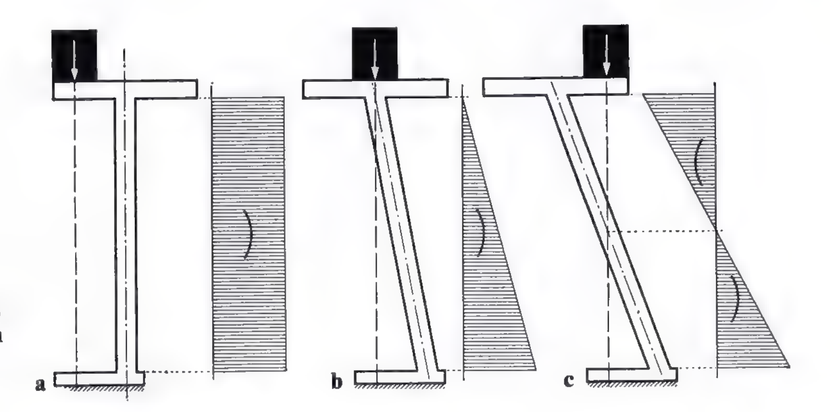


Fig. 1 a–c. Trois modes différents de sollicitation en flexion, provoqués par la même charge

Dans l'analyse suivante, ce raisonnement est appliqué au squelette du membre inférieur. Les figures 2 a–c représentent schématiquement trois positions caractéristiques du squelette du membre inférieur et les diagrammes correspondant au mode de sollicitation, c.-à-d. la distribution quantitative de la sollicitation en flexion provoquée par le poids du corps dans le fémur et dans le tibia, pour ces différentes positions.

Dans le schéma du membre étendu (fig. 2 a), la surface des moments revêt la forme d'un rectangle pour les deux os tubulaires.

Dans le schéma du membre légèrement fléchi (fig. 2 b), elle revêt la forme d'un triangle pour chacun des deux os tubulaires et, dans le schéma du membre fortement fléchi (fig. 2 c), la forme d'un double triangle pour chacun des deux os. Dans les schémas fig. 2 a et b, le poids du corps tend à infléchir les deux os dans le même sens sur toute leur longueur. Dans le schéma fig. 2 c, il tend à infléchir leurs moitiés supérieures et inférieures dans des sens opposés.

Comme cette représentation le montre, les trois modes fondamentaux de distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur

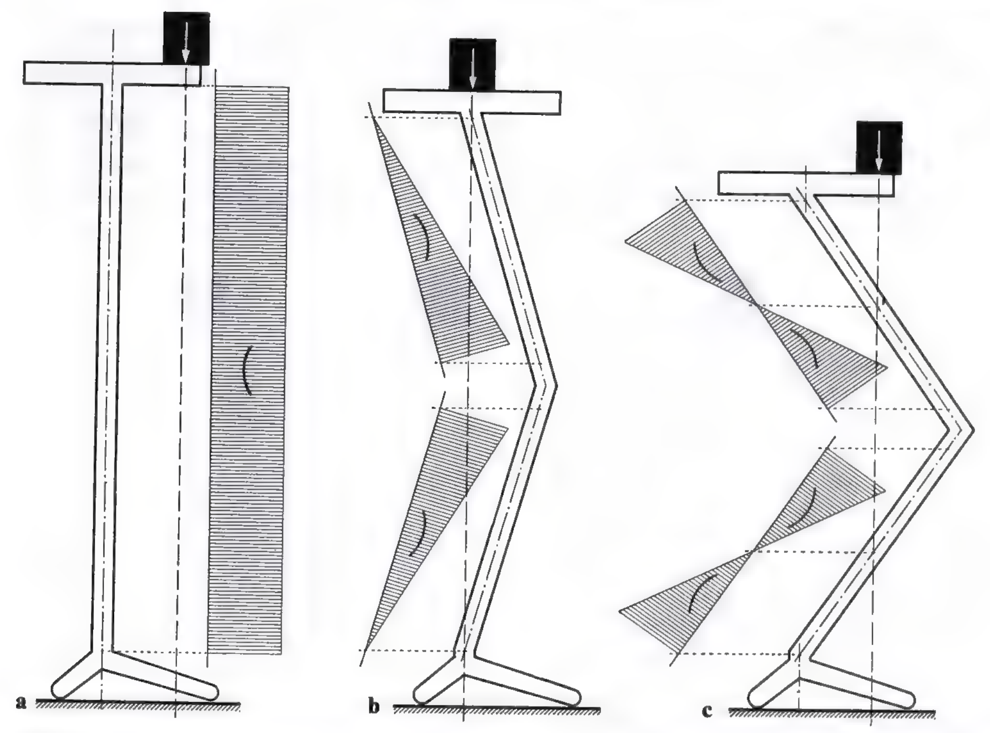


Fig. 2 a–c. Les trois modes différents de sollicitation en flexion représentés à la fig. 1 peuvent apparaître pour des positions déterminées du squelette du membre inférieur, sous l'effet du poids du corps

la longueur de la colonne, définis aux figures précédentes 1 a–c, peuvent se produire l'un après l'autre aussi bien au fémur qu'au tibia, durant le mouvement du membre. Durant ce mouvement, non seulement le sens de la flexion due au poids du corps change au fémur comme au tibia, mais il peut aussi présenter des signes opposés dans la partie supérieure et dans la partie inférieure de chacun de ces os tubulaires. La distribution quantitative de la sollicitation en flexion peut être fondamentalement différente sur la longueur de l'os, de sorte que la surface des moments prend une fois la forme d'un rectangle, une autre fois celle d'un triangle ou encore celle d'un double triangle.

Si le poids du corps seul agissait sur les os tubulaires, la sollicitation de ceux-ci non seulement serait très grande à cause de la flexion surajoutée à la compression mais, durant le mouvement des membres, elle varierait continuellement et se présenterait successivement de façons fondamentalement différentes. Si, lors du mouvement des membres, les muscles doivent fonctionner comme des haubans s'opposant à la sollicitation en flexion due au poids du corps, le rôle qui leur incombe est par conséquent extrêmement complexe. Dans la représentation graphique, les surfaces des moments dues au poids du corps, de formes successives complètement différentes, doivent être chaque fois ou annulées par les surfaces des moments musculaires correspondants, ou transformées en une forme bien déterminée, comme nous l'expliquerons en détail plus loin.

Pour savoir si les forces musculaires peuvent jouer ce rôle, il faut d'abord déterminer les surfaces des moments qui peuvent théoriquement être provoquées par l'action des muscles sur l'os tubulaire. On peut aussi répondre à cette question en s'aidant d'une représentation schématique (fig. 3 a–c).

Une courroie de traction est attachée à la traverse surmontant la première barre (fig. 3 a). Elle agit parallèlement à l'axe de cette dernière, tendant à l'infléchir de la même façon qu'un muscle biarticulaire agit

sur un os tubulaire. Puisqu'elle se trouve partout à la même distance de l'axe de la barre, son action fléchissante est la même à tous les niveaux. La surface des moments revêt donc la forme d'un rectangle, analogue à celle des moments de la charge (poids du corps) dans le schéma du membre étendu (fig. 2 a).

Dans le deuxième schéma (fig. 3 b), la courroie de traction est attachée à la face antérieure de la barre. La distance de sa ligne d'action à l'axe de la barre augmente de haut en bas. Ainsi la sollicitation en flexion est de plus en plus grande de haut en bas. La courroie de traction agit de la même façon qu'un muscle monoarticulaire qui s'insère à la face antérieure de l'os tubulaire. La surface des moments revêt une forme triangulaire comme celle des moments de la charge pour chacun des deux os tubulaires dans le schéma du membre légèrement fléchi (fig. 2 b).

La courroie de traction est attachée à la face postérieure de la troisième barre (fig. 3 c). Elle exerce la même action qu'un muscle monoarticulaire inséré à la face postérieure de l'os tubulaire. Avec ce type de fixation, une plus grande sollicitation en flexion ne se produit que dans la moitié inférieure de la barre. Du milieu de celle-ci où elle égale zéro, elle s'accroît vers l'extrémité inférieure. Dans la moitié supérieure de la barre, elle est très petite et s'exerce en sens opposé. La surface des moments pour la moitié inférieure de la barre revêt à peu près la forme d'un triangle. Elle correspond grossièrement à la moitié inférieure des surfaces des moments de chacun des deux os dans le schéma du membre fortement fléchi (fig. 2 c).

Comme le montre cette analyse simple, le muscle peut solliciter l'os tubulaire en flexion de façons très différentes. La distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur de l'os dépend de la situation de la force musculaire par rapport à l'axe osseux. Elle diffère de façon fondamentale suivant que le muscle est biarticulaire et ponte la totalité de l'os ou que, monoarticulaire, il s'insère à la face antérieure ou à la face postérieure de celui-ci. Si l'on se reporte aux figures 2 a–c, on remarque que les surfaces des moments des différents types musculaires présentent des formes analogues aux surfaces des moments du poids du corps pour différentes positions du squelette du membre inférieur. Il est donc théoriquement possible que chaque mode de sollicitation en flexion provoqué par le poids du corps soit éliminé ou modifié par un muscle correspondant ou par la combinaison de différents muscles.

Si cette possibilité théorique se réalise effectivement dans l'appareil moteur, la distribution des différents types de muscles dans le membre doit y correspondre. On ne doit donc pas seulement trouver les types de

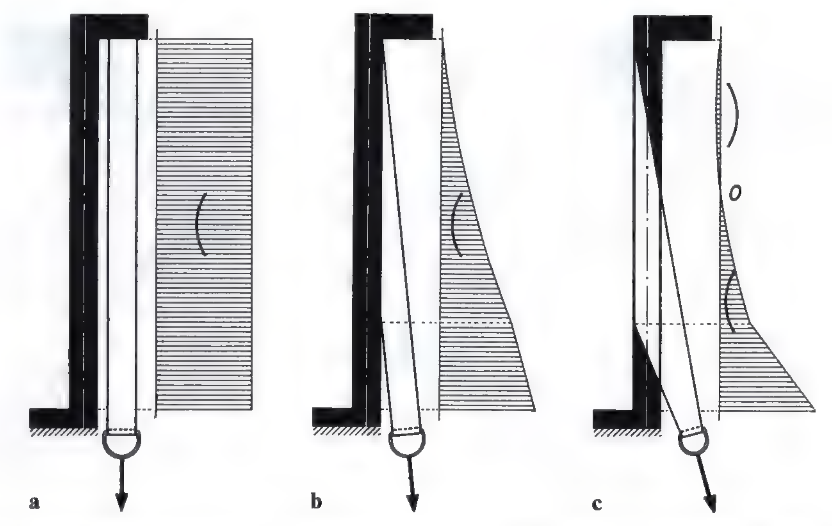


Fig. 3 a–c. Représentation schématique de différents types de muscles et de la sollicitation en flexion qu'ils provoquent dans l'os tubulaire

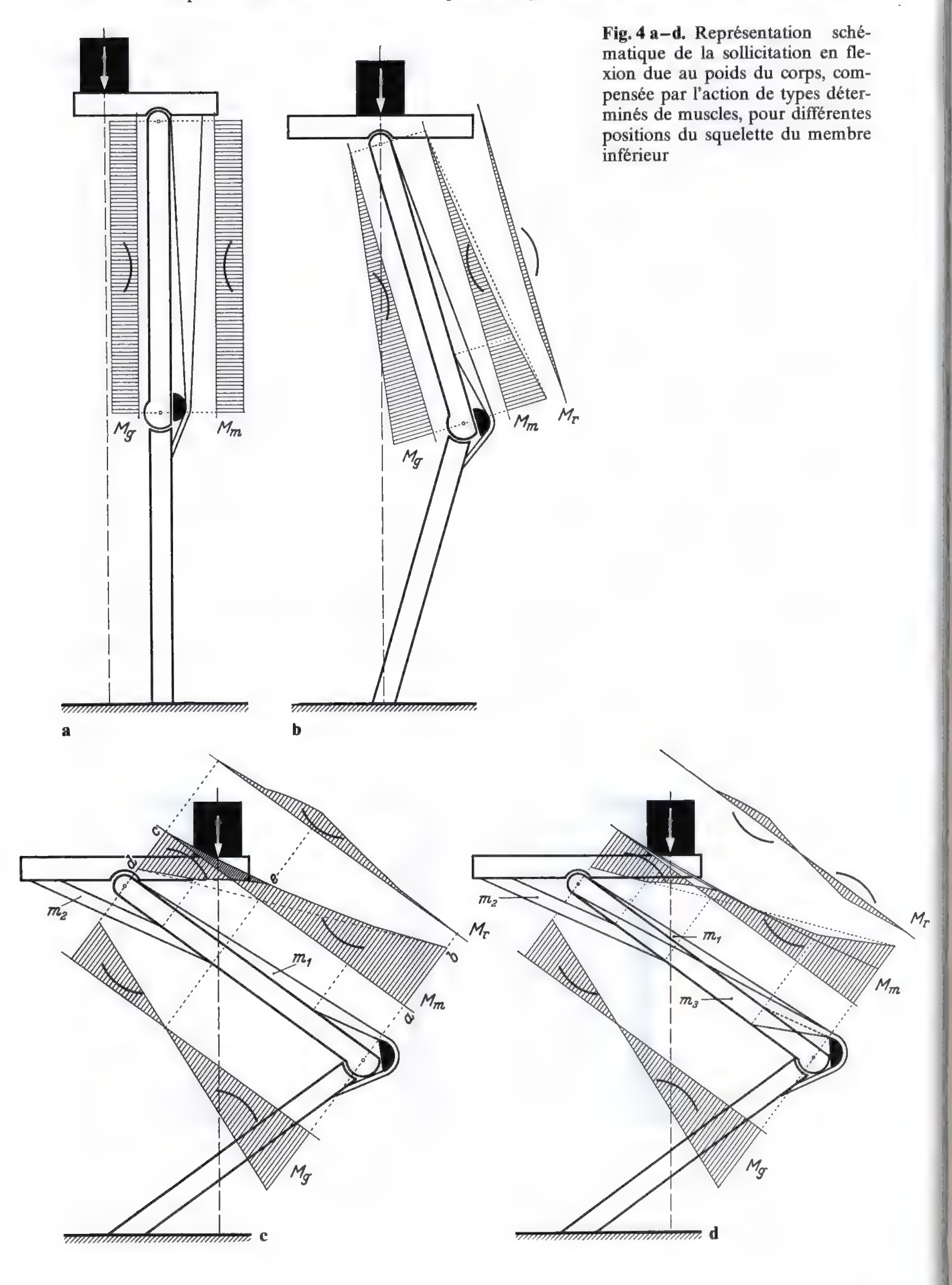


Fig. 4 a–d. Représentation schématique de la sollicitation en flexion due au poids du corps, compensée par l'action de types déterminés de muscles, pour différentes positions du squelette du membre inférieur

muscles nécessaires pour compenser le moment de la charge dans les différentes positions mais ces muscles doivent encore se contracter automatiquement au moment voulu. En outre, si le principe de l'économie d'énergie est respecté, les muscles nécessaires pour compenser le moment de la charge doivent être les mêmes que ceux qui, dans la position donnée, équilibrent le poids du corps au niveau des articulations et en même temps fixent celles-ci.

Dans l'analyse suivante (fig. 4 a–d), on vérifiera d'abord pour le fémur si ces exigences sont satisfaites, en utilisant le schéma d'un système articulé simple dont la construction correspond à celle du squelette du membre inférieur.

Dans le schéma du membre inférieur étendu (fig. 4a), la charge (poids du corps) agit à gauche de la barre supérieure (fémur). La courroie de traction qui fixe les deux articulations de cette barre est attachée à la traverse (bassin) de sorte que son action correspond à celle du muscle biarticulaire extenseur du genou (droit antérieur). La surface des moments de la charge M_g et celle des moments de la courroie de traction M_m présentent la même forme rectangulaire et la même grandeur. Comme le moment de flexion de la charge et celui de la courroie de traction tendent à infléchir la barre supérieure en sens opposés, indiqués par les petits arcs de cercle, la sollicitation en flexion que la charge provoque dans la barre est complètement éliminée par l'effet de hauban de la courroie de traction. De même l'action du poids du corps agissant devant le fémur peut être éliminée par un muscle biarticulaire fléchisseur du genou.

Dans le deuxième schéma, le membre est légèrement fléchi (fig. 4 b). La charge est en équilibre instable à l'aplomb du centre de rotation de l'articulation supérieure. L'articulation inférieure est fixée par une courroie de traction qui s'attache à la face antérieure de la barre supérieure et dont l'action correspond à celle du muscle crural. La surface des moments de la courroie de traction M_m présente une forme triangulaire voisine de celle de la surface des moments de la charge. Elle est seulement un peu plus étroite que celle-ci. De cette façon, le moment de flexion du poids du corps est de nouveau presque compensé par le même muscle qui fixe le genou fléchi. Il ne persiste qu'une sollicitation minime en flexion, dont la grandeur et la distribution sont représentées par le diagramme des moments de flexion résultants M_r.

Dans le troisième schéma, le membre est fortement fléchi (fig. 4 c). La charge est déplacée vers la droite. Par conséquent, la fixation de l'articulation supérieure exige maintenant elle aussi une courroie tendue (m_2) située à gauche et correspondant au grand fessier. L'articulation inférieure est fixée par la même courroie (muscle crural) que dans le schéma précédent (fig. 4 b). Comme la ligne d'action de la charge croise la barre supérieure à peu près en son milieu, la surface des moments de la charge M_g revêt la forme d'un double triangle et le sens de la flexion a des signes opposés dans la moitié supérieure et dans la moitié inférieure. La surface des moments *a b c* du hauban m_1 (muscle crural) est triangulaire. Pour des raisons d'équilibre, à hauteur de l'articulation inférieure, elle a la même largeur que celle des moments du poids du corps M_g. La surface des moments *c d e* du hauban m_2 (grand fessier) revêt aussi la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à mi-hauteur de la barre, c.-à-d. au niveau du sommet des deux triangles formant la surface des moments du poids du corps M_g. En superposant les surfaces des moments des deux muscles, on obtient une surface des moments M_m qui, grosso modo, présente la forme d'un double triangle, c.-à-d. une forme semblable à celle de la surface des moments du poids du corps M_g représentée en pointillé (lignes *b–d* et *a–c*). Les moments de flexion des deux muscles m_1 et m_2 ont des signes opposés à ceux du moment de flexion du poids du corps, pour les deux moitiés de la barre. Par conséquent, l'action combinée des deux muscles diminue considérablement le moment de flexion du poids du corps M_g. Ce n'est qu'au milieu de la barre qu'il persiste encore une importante sollicitation en flexion. Elle apparaît dans le troisième diagramme M_r illustrant la grandeur et la distribution de la sollicitation en flexion résultante.

Dans le schéma (fig. 4 d), l'apport d'une courroie de traction additionnelle (m_3) attachée à la face postérieure de la barre supérieure pour fixer l'articulation inférieure (genou), diminue considérablement la sollicitation en flexion qui persistait. La courroie de

traction m_3 correspond aux vastes interne et externe. C'est grâce à son action que, maintenant, il ne reste qu'une sollicitation en flexion minime dans la partie supérieure et dans la partie inférieure de la barre, comme le montre la surface des moments résultants M_r. La deuxième courroie de traction m_3 ne sert à équilibrer le moment de la charge qu'accessoirement, lors d'une flexion prononcée du genou, c.-à-d. dans la position pour laquelle les vastes interne et externe auxquels elle correspond peuvent développer toute leur force. Ceci provient de la structure de ces muscles. Du fait de l'orientation de leurs fibres, ce n'est que lors d'une flexion prononcée du genou, c.-à-d. après un étirement passif et une orientation des fibres musculaires dans la direction de la traction, qu'ils sont capables de développer toute leur force.

Malgré une grande simplification, l'analyse précédente fait apparaître les faits suivants.

1. A la cuisse existent les types de muscles nécessaires pour compenser le moment fléchissant du poids du corps dans les différentes positions du membre.

2. Les mêmes muscles qui, pour chaque position particulière, exercent leur effet de hauban, servent aussi à fixer les articulations dans cette position.

3. A la cuisse, il existe des muscles qui, par leur structure, ne peuvent développer la totalité de leur force que dans la position de l'articulation dans laquelle leur effet de hauban est nécessaire pour compenser le moment de la charge.

Comme le montre cette analyse simple, lors du mouvement du membre, les muscles peuvent constituer pour l'os tubulaire le hauban nécessaire et leur effet statique est couplé d'une façon ou d'une autre à leur effet cinétique. De cette analyse on ne peut cependant pas tirer de conclusions plus complètes, quant à la grandeur absolue de la sollicitation en flexion qui persiste malgré l'effet de hauban des muscles. D'autre part, le schéma ne rend pas correctement les particularités statiques du fémur, spécialement en ce qui concerne la situation du centre de rotation du genou. Dans le schéma, ce centre s'y trouve sur l'axe de la barre alors que dans le fémur il se situe derrière cet axe. Rien que cette situation discordante du centre de rotation du genou dans le fémur fait que les muscles ne peuvent pas supprimer complètement la flexion due au poids du corps. Malgré leur effet de hauban, il persiste une sollicitation en flexion, même si celle-ci est relativement petite. Sa grandeur augmente de haut en bas [1].

Une analyse analogue permet des conclusions beaucoup plus poussées en ce qui concerne l'importance statique des muscles pour la sollicitation du tibia. Malgré une simplification considérable, cette analyse reproduit correctement, dans les grands traits, les conditions mécaniques et en particulier le sens et la distribution quantitative de la flexion résultante, sur la longueur du tibia. Les différentes positions du membre inférieur considérées ne sont pas choisies arbitrairement comme dans le raisonnement précédent. Elles sont caractéristiques pour les différents modes de sollicitation qui apparaissent dans le tibia sous l'effet du poids du corps durant la période d'appui unilatéral de la marche [2].

Comme le montrent les figures 5 a–d, au tibia aussi bien qu'au fémur, la distribution quantitative de la sollicitation en flexion provoquée par le poids du corps, sur la longueur de l'os, est fondamentalement différente dans les différentes positions. La surface des moments de flexion du poids du corps M_g, au tibia aussi, peut revêtir la forme ou d'un trapèze ou d'un triangle ou d'un double triangle.

Le schéma fig. 5 a représente la position du squelette du membre inférieur au début de la période d'appui unilatéral. Le genou est modérément fléchi et le pied ne s'appuie au sol que par son talon. La ligne d'action du poids du corps se trouve derrière le tibia et traverse l'appui du talon au sol. Le

[1] Voir la fig. 18 de ma deuxième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle, dans laquelle les particularités statiques du fémur sont amplement considérées. Z. Anat. W. Entwickl. Gesch. 114–115 (1950).

[2] Les schémas de la fig. 5 a–d sont dessinés d'après les coordonnées du travail classique „Der Gang des Menschen" d'O. Fischer. Ces coordonnées correspondent à la trajectoire dans l'espace des centres de gravité des différentes parties du corps et des centres des articulations. Les positions choisies sont celles du squelette du membre inférieur aux phases 12, 14, 15 et 22 de la période d'appui unilatéral.

poids du corps tend à infléchir le tibia, le rendant convexe en avant. Sa surface des moments M_g revêt la forme d'un trapèze un peu plus large en haut qu'en bas car le moment de flexion du poids du corps diminue en direction de la cheville. Lorsque la pointe du pied est relevée, la cheville est fixée par des muscles agissant devant le tibia, en premier lieu par le tibial antérieur. Ce muscle extenseur tend à infléchir le tibia, le rendant convexe en arrière, c.-à-d. en sens opposé au poids du corps. Sa surface des moments M_m a la forme d'un trapèze dont la largeur au niveau de la cheville est la même que celle de la surface des moments du poids du corps M_g, pour des raisons d'équilibre. Vers le haut, ce trapèze est beaucoup plus étroit. Par conséquent, allant de bas en haut, le moment fléchissant du poids du corps est de plus en plus grand par rapport à celui du muscle extenseur. La surface des moments résultants M_r revêt donc la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à la cheville. La sollicitation en flexion résultante qui persiste tend à infléchir le tibia convexité en avant. Il se produit donc dans la coupe du tibia des contraintes de compression en arrière, des contraintes de traction en avant.

Dans le deuxième schéma (fig. 5 b), le pied repose au sol par toute sa plante. Durant cette phase de la période d'appui unilatéral le tibia n'est sollicité que par le poids du corps dont la ligne d'action croise le centre de rotation de la cheville. Aucun muscle n'est donc nécessaire pour fixer celle-ci. La ligne d'action du poids du corps se trouve derrière le tibia et sa distance à l'axe tibial diminue progressivement à partir de l'insertion du tendon rotulien, vers le bas, pour devenir nulle au niveau de la cheville. La surface des moments du poids du corps revêt par conséquent la forme d'un triangle dont le sommet se trouve au niveau du centre de rotation de la cheville. Puisqu'aucune force musculaire n'intervient à cet instant de la période d'appui unilatéral, le tibia n'est sollicité que par le poids du corps et sa sollicitation n'est pas modifiée par des forces musculaires. Mais, dans cette position, la sollicitation en flexion est de nouveau maximale à l'extrémité supérieure du tibia et diminue pour devenir nulle à la cheville. La surface des moments présente donc encore la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à la cheville. La sollicitation en flexion tend à infléchir le tibia convexité en avant. Le sens de la flexion est le même que dans le premier schéma (fig. 5 a).

Le troisième schéma représente le genou modérément fléchi (fig. 5 c). Il se caractérise par le fait que le pied repose au sol par toute sa plante et que la ligne d'action du poids du corps passe devant l'articulation de la cheville et croise le tibia à peu près en son milieu. Le moment fléchissant du poids du corps M_g atteint sa valeur la plus grande aux extrémités supérieure et inférieure du tibia et, de là, diminue pour atteindre zéro au milieu de la longueur de l'os. La surface des moments présente donc la forme d'un double triangle. Dans la moitié supérieure, le poids du corps tend à infléchir le tibia convexité en avant, dans la moitié inférieure convexité en arrière. Dans cette position, la fixation de la cheville est assurée par les muscles du mollet, puisque la ligne d'action du poids du corps se trouve devant le centre de rotation de la cheville. La force musculaire tend donc à infléchir le tibia, le rendant convexe en avant. La surface des moments des muscles du mollet M_m revêt la forme d'un trapèze qui, au niveau de l'articulation de la cheville, a de nouveau la même largeur que celle de la surface des moments du poids du corps M_g, pour des raisons d'équilibre. Vers le haut, elle devient plus étroite. La surface des moments de flexion résultants M_r s'obtient par la superposition de la surface des moments du poids du corps (en pointillé) et de celle des moments de la force musculaire. Elle prend la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à la cheville, comme dans les deux premières figures (5 a et b). Ici aussi la sollicitation en flexion résultante M_r tend à infléchir le tibia, le rendant convexe en avant.

Le quatrième schéma représente le membre presque complètement étendu, à la fin de la période d'appui unilatéral (fig. 5 d). La ligne d'action du poids du corps passe devant le tibia et croise les têtes des métatarsiens sur lesquelles le pied repose. Le poids du corps tend maintenant à infléchir le tibia, le rendant convexe en arrière. Sa surface des moments M_g a la forme d'un trapèze qui, dans cette position, est plus étroit en haut qu'en bas, puisque la grandeur du moment fléchissant du poids du corps augmente de haut en bas. Dans cette position, la fixation de la

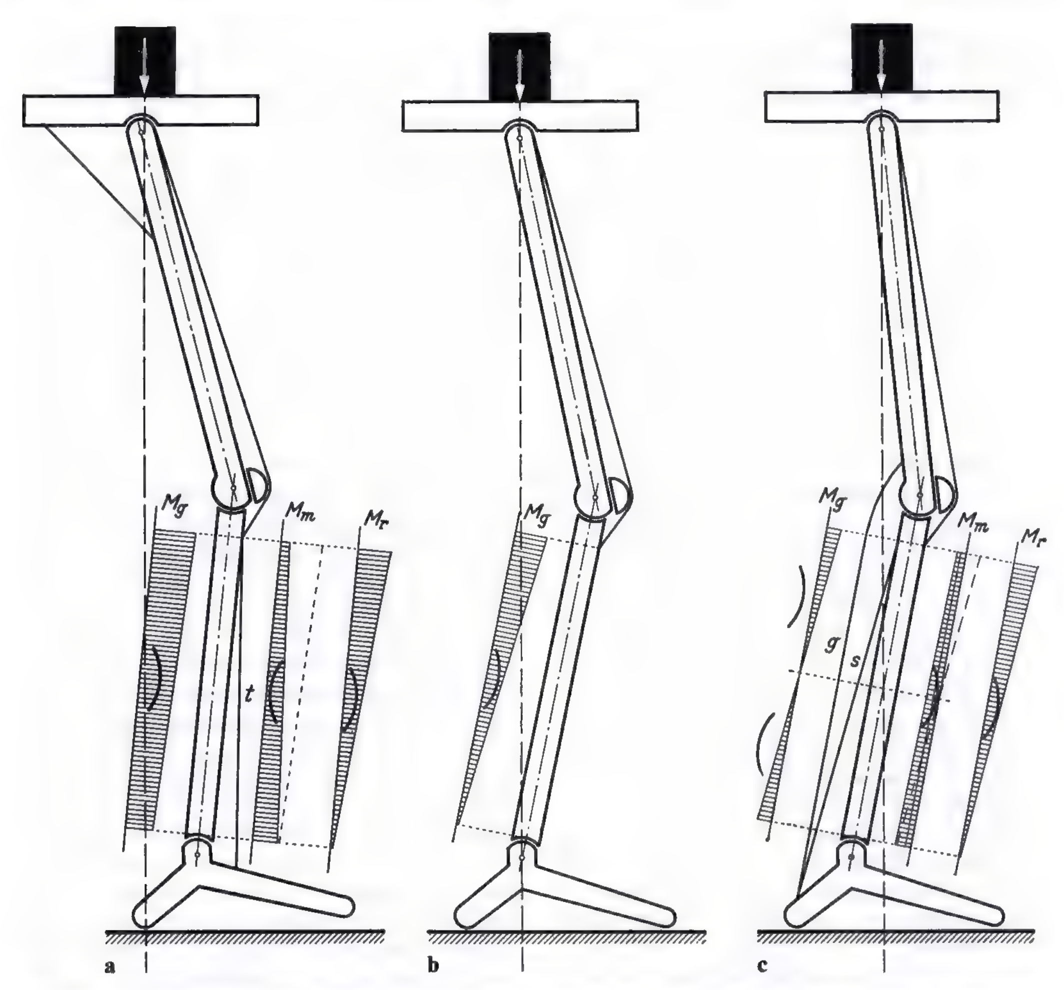


Fig. 5 a–e. Représentation schématique de l'uniformisation de la sollicitation du tibia, réalisée par l'effet de haubans exercé par les muscles pour différentes positions du membre inférieur

cheville est assurée par les muscles du mollet qui y équilibrent le poids du corps. Ces muscles tendent à infléchir le tibia convexité en avant, c.-à-d. en sens opposé au poids du corps. La surface de leurs moments M_m revêt la forme d'un trapèze analogue à celle de la surface des moments du poids du corps M_g. Pour des raisons d'équilibre, les deux surfaces des moments ont encore la même largeur au niveau de la cheville. Mais, en allant de bas en haut, la surface des moments de la force musculaire devient plus large que celle du poids du corps. Par conséquent, la surface des moments résultants M_r présente de nouveau la forme d'un triangle dont le sommet se trouve à la cheville. La sollicitation en flexion résultante tend ici aussi à infléchir le tibia convexité en avant.

Le dernier schéma (fig. 5 e) montre une flexion complète du genou, comme celle de l'archer dessiné dans le livre de Benninghoff (Vol. 1, fig. 166). Le pied repose sur les têtes des métatarsiens. Le talon est relevé. La ligne d'action du poids du corps passe par les têtes métatarsiennes et croise le tibia à la jonction de son tiers inférieur et de ses deux tiers supérieurs. La surface des moments du poids du corps M_g revêt la forme d'un double triangle. Le poids du corps tend à infléchir le tibia convexité en avant dans sa partie supérieure, convexité en arrière dans sa partie inférieure. La cheville est fixée par les

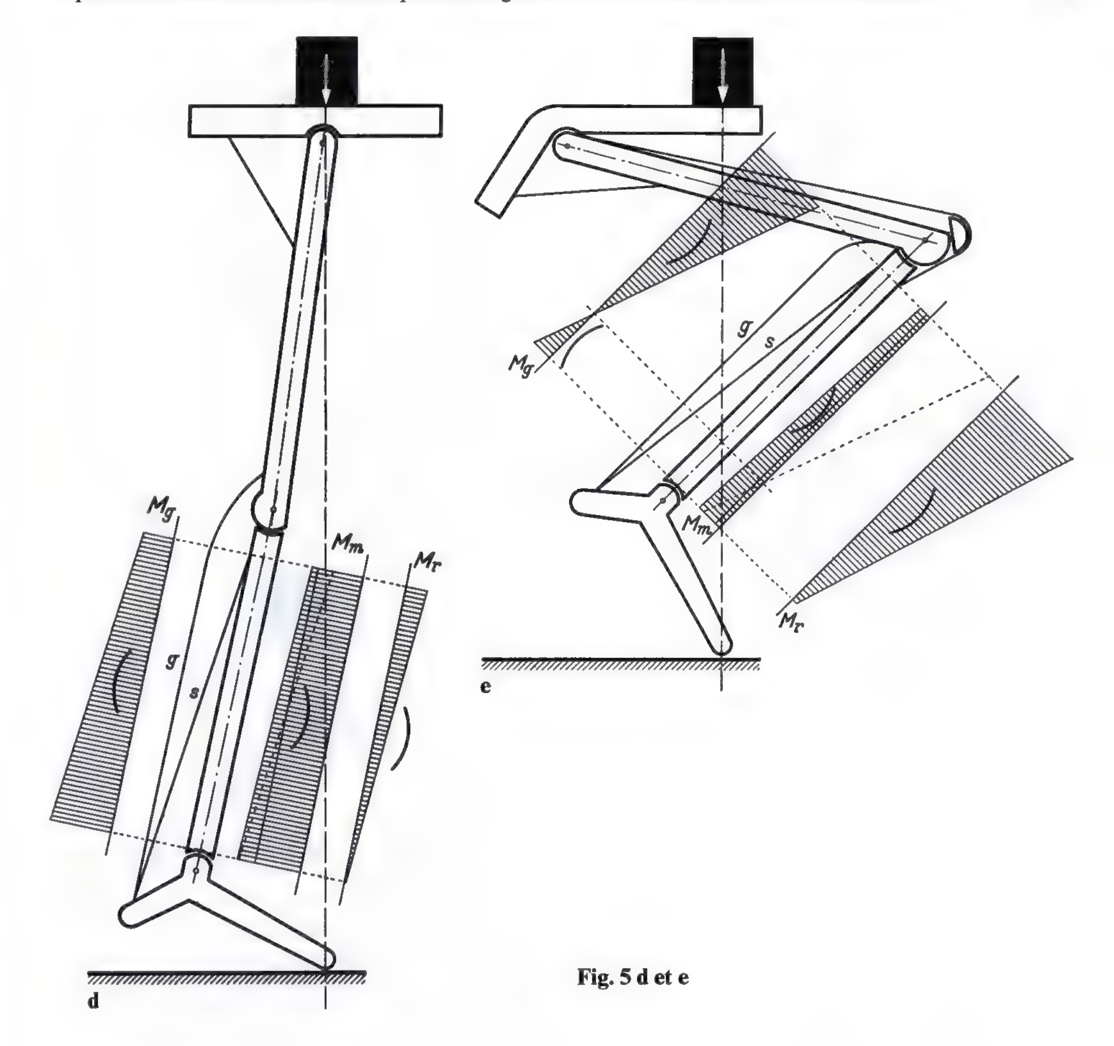
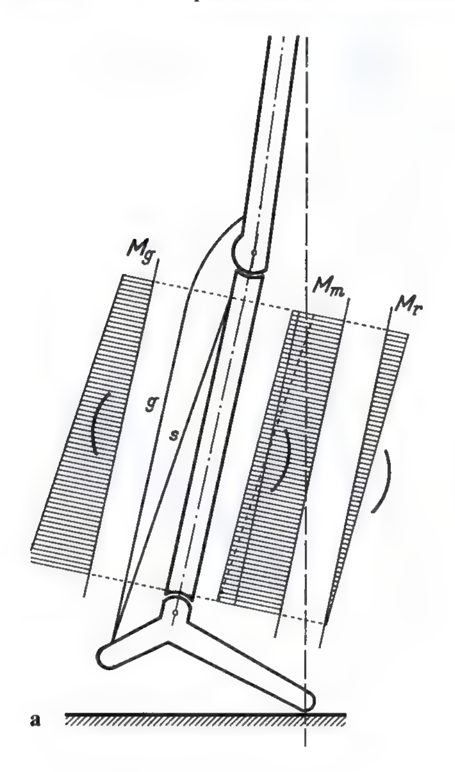


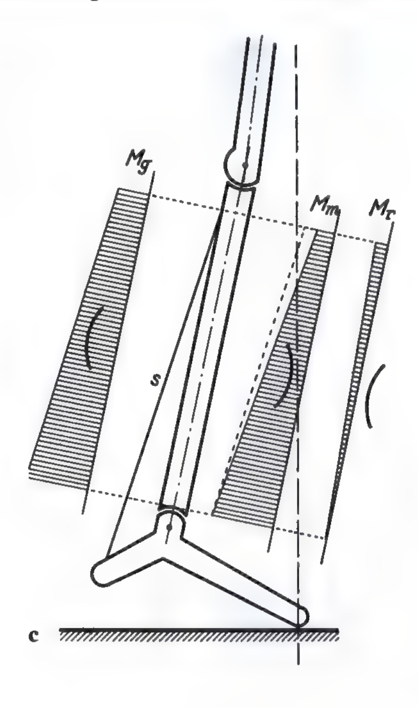
Fig. 5 d et e

muscles du mollet et la surface des moments de la force musculaire M_m est un trapèze plus large en bas qu'en haut. Même dans cette position extrême de flexion du genou, la surface des moments résultants M_r présente de nouveau la forme d'un triangle dont le sommet se situe à la cheville. Ici aussi le moment de flexion résultant tend à infléchir le tibia convexité en avant. La seule différence avec la sollicitation du tibia dans les positions étudiées jusqu'à présent consiste en ce que la sollicitation en flexion résultante est plus grande partout.

Pour déterminer la sollicitation en flexion résultante dans les trois dernières positions fig. 5 c–e, on a tenu compte de ce que les muscles du mollet exercent des effets statiques différents et de ce que la proportion dans laquelle interviennent les deux forces musculaires varie avec la position. Pour ne pas alourdir l'exposé, ceci n'a pas été expliqué à l'endroit approprié dans l'analyse précédente. Cela doit l'être maintenant. Les figures 6 et 7 représentent séparément l'effet statique des jumeaux et celui du soléaire lorsque le genou est étendu et lorsqu'il est fortement fléchi.

La figure 6 c illustre l'action statique du soléaire lorsque le genou est complètement étendu. La surface des moments résultants M_r a la forme d'un triangle dont le sommet est situé au niveau de la cheville. Mais la sol-





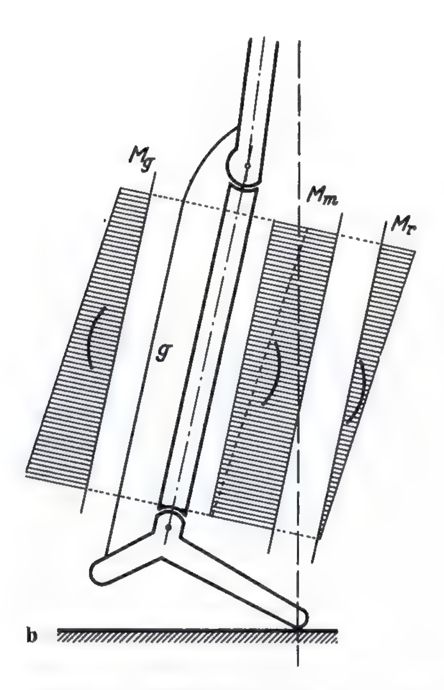


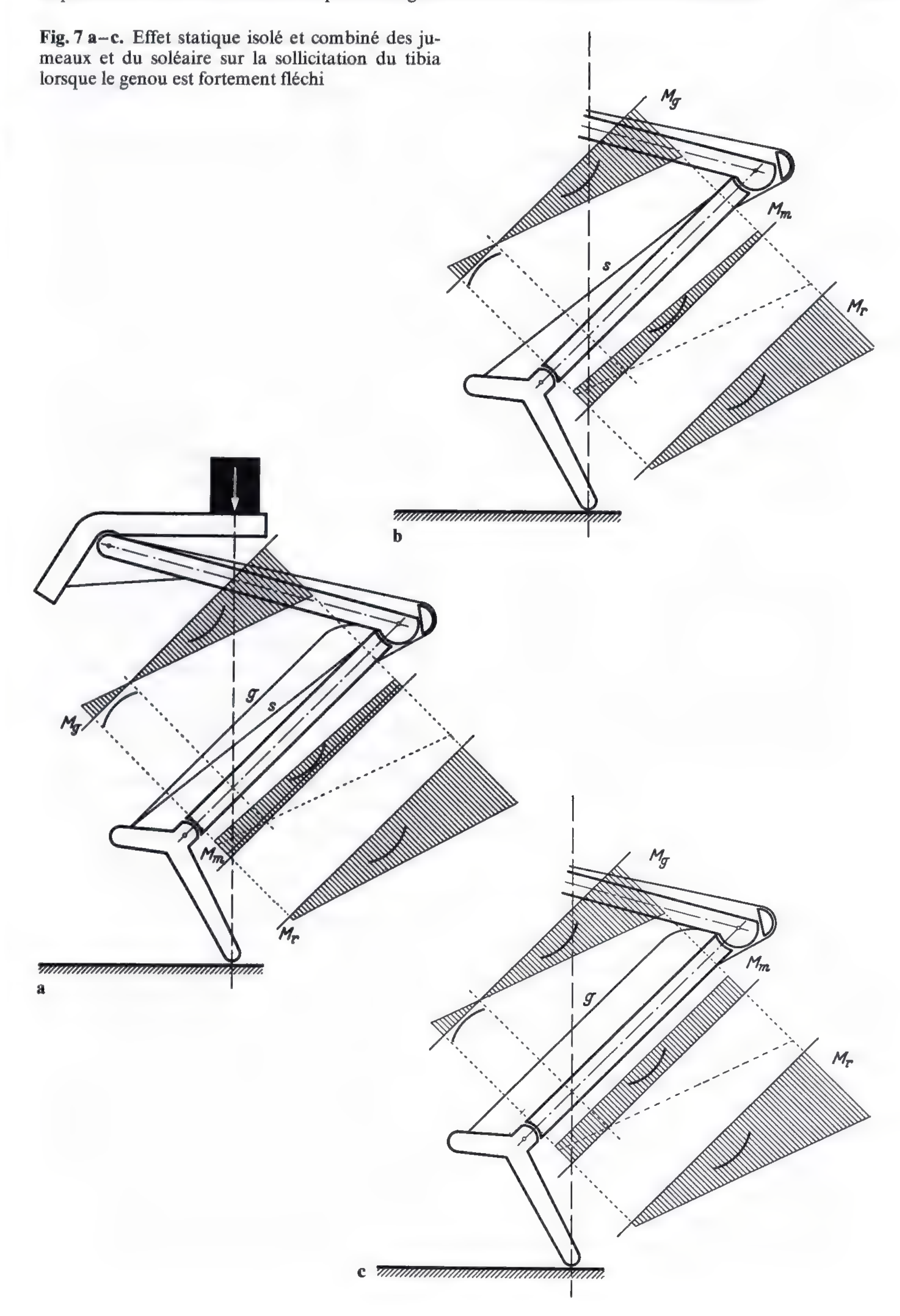
Fig. 6 a–c. Effet statique isolé et combiné des jumeaux et du soléaire sur la sollicitation du tibia lorsque le genou est étendu

licitation en flexion résultante tend à infléchir le tibia convexité en arrière, à l'inverse de ce qui se passe lorsque les deux muscles du mollet agissent simultanément (fig. 6 a) et dans toutes les autres analyses (fig. 5 a–e).

La figure 6 b montre l'action des jumeaux lorsque le genou est étendu. Ici aussi la surface des moments résultants M_r est triangulaire. Mais, sous l'effet des jumeaux seuls, le moment de flexion résultant tend à infléchir le tibia convexité en avant comme cela se passe sous l'effet simultané des deux muscles du mollet et dans toutes les autres analyses. Si l'on tient compte de ce que la flexion dans un même sens revêt une importance décisive – ce qui sera montré plus tard – le soléaire n'exerce pas un effet statique favorable lorsque le genou est étendu, contrairement aux jumeaux.

Lorsque le genou est fortement fléchi, les conditions sont inversées (fig. 7). Maintenant le soléaire exerce un effet plus favorable que les jumeaux. Les figures 7 b et c montrent que la surface des moments de flexion résultants M_r présente la forme triangulaire typique aussi bien sous l'action isolée du soléaire

Fig. 7 a–c. Effet statique isolé et combiné des jumeaux et du soléaire sur la sollicitation du tibia lorsque le genou est fortement fléchi



que sous celle des jumeaux. Dans les deux cas, le sens de la flexion est le même que lorsque les deux muscles du mollet agissent simultanément (fig. 7 a) et le même que dans toutes les autres analyses. Mais, sous l'action isolée des jumeaux (fig. 7 c), la sollicitation en flexion résultante M_r est considérablement plus grande que sous l'action isolée du soléaire. Lorsque le genou est fléchi, les jumeaux exercent donc un effet statique plus défavorable que le soléaire.

Pour obtenir l'effet statique le plus favorable de la musculature du mollet, la force des jumeaux doit prédominer lorsque le genou est étendu, celle du soléaire lorsque le genou est fléchi. Cette exigence est aussi satisfaite comme nous allons le montrer.

Lorsque le genou est étendu et la cheville en position intermédiaire, les fibres musculaires des jumeaux, biarticulaires, sont proportionnellement plus étirées que celles du soléaire, monoarticulaire. En outre, le soléaire s'insère partiellement au péroné et n'exerce donc pas la totalité de sa force pour infléchir le tibia. Par conséquent, il est justifié de conclure : lorsque le genou est étendu, les jumeaux exercent une force tendant à infléchir le tibia beaucoup plus grande que le soléaire. La force du muscle statiquement le plus favorable prédomine donc. Lorsque le genou est fortement fléchi, le soléaire exerce une action statique plus favorable. Alors les jumeaux, biarticulaires, sont détendus. Ceci diminue fortement leur force potentielle, alors que le soléaire, monoarticulaire, peut développer la totalité de sa force. De cette façon, lorsque le genou est fléchi, la force du muscle statiquement le plus favorable prédomine de nouveau.

Résumons brièvement le résultat des analyses précédentes. On a pu démontrer, en prenant l'exemple du tibia, que les muscles constituent des haubans pour l'os tubulaire même lors du mouvement du membre. Leur action statique uniformise la sollicitation mécanique de l'os tubulaire de sorte que :

1. *la distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur de l'os, durant le mouvement du membre, est toujours du même mode et*

2. *le sens de la flexion est toujours le même pour toutes les positions du membre* [3].

Pour faciliter la vue d'ensemble, ces résultats de l'analyse sont encore une fois résumés dans les schémas très simples de la figure 8. Il apparaît que l'*action statique et l'action cinétique des muscles sont opportunément couplées.*

Cette constatation est extrêmement importante. Elle signifie que l'appareil moteur réunit les conditions permettant de réaliser la plus grande économie possible d'énergie. Tout d'abord on comprend facilement que le couplage des effets statique et cinétique des muscles économise directement de l'énergie en évitant la mise en oeuvre de muscles particuliers pour remplir la mission statique. Par contre, l'influence de l'effet statique des muscles sur l'économie de matériau et sur celle d'énergie qui en découle n'apparaît pas aussi évidente. L'importance de chaque composante de l'effet statique des muscles pour l'économie de matériau sera donc étudiée de plus près et illustrée à l'aide d'exemples théoriques.

Premièrement, le muscle, comme tout hauban, diminue considérablement la grandeur maximale de la sollicitation en flexion que le poids du corps provoque dans l'os tubulaire. C'est elle qui détermine le danger de rupture. On comprend facilement qu'une telle réduction de la sollicitation permette d'économiser du matériau. En effet, une colonne peut être construite d'autant plus légèrement que sa sollicitation maximale est plus petite.

Deuxièmement, l'effet statique des muscles provoque sur la longueur de l'os, une distribution quantitative de la sollicitation en flexion favorisant particulièrement l'économie de matériau. Puisque les muscles pontent des articulations, la grandeur de la sollicitation en flexion doit obligatoirement tomber à zéro

[3] D'après HIRSCH, la sollicitation en flexion dans le plan sagittal tendrait à infléchir le tibia alternativement en sens opposés (lorsque le genou est fléchi, en avant; lorsque le genou est étendu, en arrière). Cette conception est erronée et provient de ce que HIRSCH, dans son travail, a attribué à la force musculaire une fausse direction, c.-à-d. la direction du tendon d'Achille. Une autre conception de HIRSCH, d'après laquelle la coupe du tibia est construite de façon spécialement favorable pour une sollicitation en flexion de sens alternativement opposés, est aussi erronée, comme nous le montrerons brièvement. – HIRSCH, H. : Die mechanische Bedeutung der Schienbeinform, Berlin, Springer 1895.

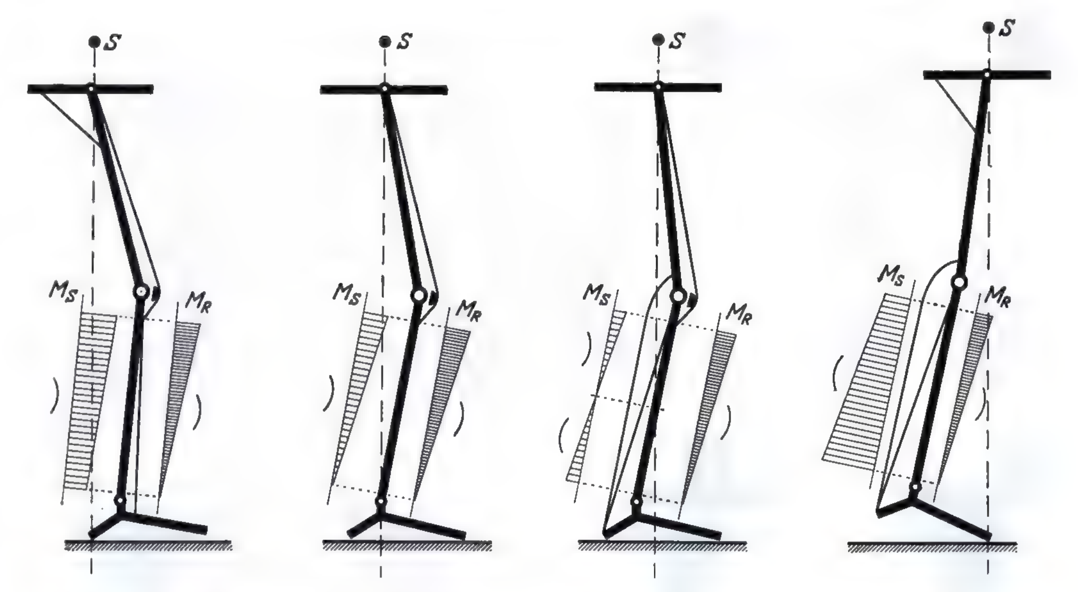


Fig. 8. Distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur du tibia durant la période d'appui unilatéral de la marche.

S centre de gravité du corps.
M_s surface des moments de la sollicitation en flexion du tibia provoquée par le poids du corps seul.
M_r surface des moments de la sollicitation en flexion du tibia résultant de l'action simultanée du poids du corps et de la force musculaire.
Pour toutes ces positions, la sollicitation du tibia est du même type, aussi bien en ce qui concerne la distribution quantitative de la flexion sur la longueur de l'os qu'en ce qui concerne le sens de la flexion et la grandeur absolue de la sollicitation en flexion bien que: 1. la ligne d'action du poids du corps se trouve une fois devant, une fois derrière le tibia et une autre fois croise celui-ci. 2. le poids du corps tende à infléchir le tibia alternativement dans toute sa longueur ou dans ses parties supérieure et inférieure, dans des sens opposés. 3. la surface des moments du poids du corps présente les formes les plus différentes et des grandeurs variables

de façon plus ou moins rapide au niveau de ces dernières. Par conséquent, la résistance de l'os au voisinage des articulations peut être réduite proportionnellement. Ceci permet d'économiser du matériau, comme l'analyse (fig. 9) le montre.

Dans la colonne de gauche (fig. 9 a), la sollicitation en flexion a la même grandeur à tous les niveaux. La surface rectangulaire des moments l'illustre. Par conséquent, la colonne doit présenter le même diamètre sur toute sa hauteur (fig. 9 c). Dans la fig. 9 b par contre, la surface des moments est triangulaire. Pour une charge et un coefficient de sécurité égaux, cette colonne peut donc être construite beaucoup plus légèrement (fig. 9b) puisque la sollicitation en flexion n'atteint qu'à sa base la même grandeur maximale que dans la colonne de gauche (fig. 9 a). Vers le haut elle devient de plus en plus petite. C'est uniquement la façon dont la solllicitation en flexion se distribue quantitativement sur la longueur de la colonne qui permet, à coefficient de sécurité égal, de construire la colonne de droite (fig. 9 d) 30% plus légère que celle de gauche (fig. 9 c). Le matériau ainsi économisé est indiqué par des hachures.

Troisièmement, c'est grâce à l'action statique des muscles que la distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur de l'os reste toujours du même mode malgré le mouvement du membre. Cette uniformi-

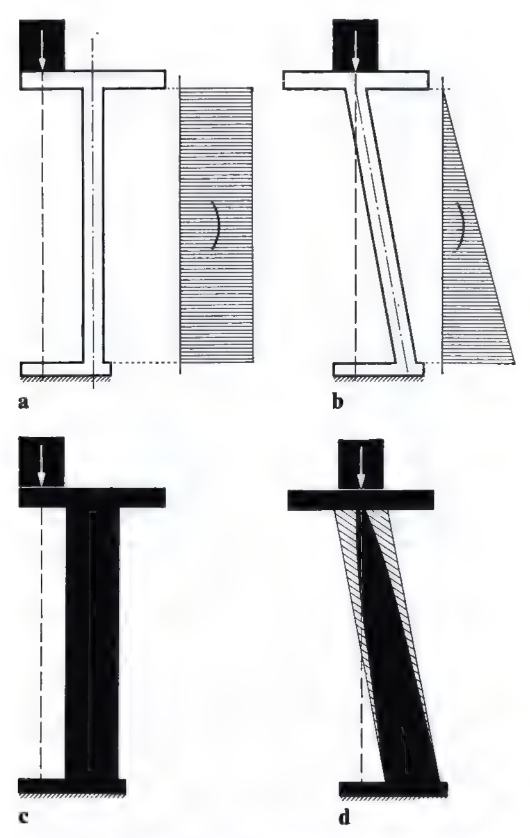


Fig. 9 a–d. Sous l'effet de la même charge, la dépense de matériau dépend du mode de sollicitation en flexion

sation de la sollicitation en flexion permet aussi d'économiser du matériau, comme l'analyse théorique (fig. 10) l'illustre.

Chacune des trois colonnes (fig. 10 a–c) est sollicitée en flexion suivant un mode différent. Si chacune est construite aussi légèrement que possible pour assurer le même coefficient de sécurité sur toute sa hauteur, elle doit présenter les dimensions indiquées en dessous (fig. 10 d–f). Mais si la même colonne subit successivement les trois modes différents de sollicitation, pour garantir une même résistance à la rupture, elle doit être construite plus lourdement que chacune des colonnes ne subissant qu'un mode de sollicitation. Elle doit alors avoir les dimensions représentées à la figure 10 g, parce que la sollicitation maximale en flexion s'y produit successivement à différents niveaux. Elle est considérablement plus lourde que chacune des colonnes ne subissant qu'un mode de sollicitation (fig. 10 d–f).

Quatrièmement, à cause de l'effet statique des muscles, le sens de la flexion lui aussi reste le même durant le mouvement du membre : la sollicitation de l'os tubulaire (le tibia) tend toujours à infléchir celui-ci dans le même sens. Ceci aussi revêt une grande importance pour l'économie de matériau. En effet, pour une résistance égale à la rupture, un tube qui est sollicité en flexion de la même façon que l'os et toujours dans le même sens, peut être construit plus légèrement qu'un tube dans lequel la sollicitation s'exerce alternativement en sens opposés. Ceci provient finalement de ce que l'os tubulaire est sollicité simultanément en compression et en flexion. La sollicitation en flexion pure entraîne des contraintes de compression et des contraintes de traction de même grandeur. Lorsqu'à la flexion s'ajoute une sollicitation en compression, du côte comprimé par la flexion, ces contraintes sont augmentées par la compression surajoutée. Elles sont par contre diminuées du côté tendu. Dans la coupe de l'os tubulaire, les contraintes sont donc toujours plus élevées du côté comprimé que du côté tendu. Lorsque la grandeur des contraintes est différente aux deux bords, le matériau de la coupe ne peut être exploité au mieux pour résister que si le sens de la flexion reste toujours le même. Le matériau peut alors être économisé en renforçant le côté comprimé où se produisent les contraintes les plus élevées et en réduisant le côté tendu où s'exercent des contraintes plus petites.

La coupe elliptique du tube (fig. 11 a) est sollicitée en compression et en flexion comme l'os tubulaire. Le matériau y est réparti de la façon la plus favorable puisque la force fléchissante *D* tend à infléchir le tube, le rendant convexe à droite. Les contraintes de compression, plus grandes, s'y produisent à gauche, celles de traction, plus petites, à droite. Si la colonne est sollicitée en flexion en sens opposé (fig. 11 b), la masse principale du matériau doit se trouver à droite dans la coupe, où se produisent maintenant les contraintes de compression les plus grandes. Si la sollicitation en flexion s'exerce alternativement en sens contraires (fig. 11 c), les deux côtés de la coupe doivent être proportionnellement renforcés puisque maintenant les con-

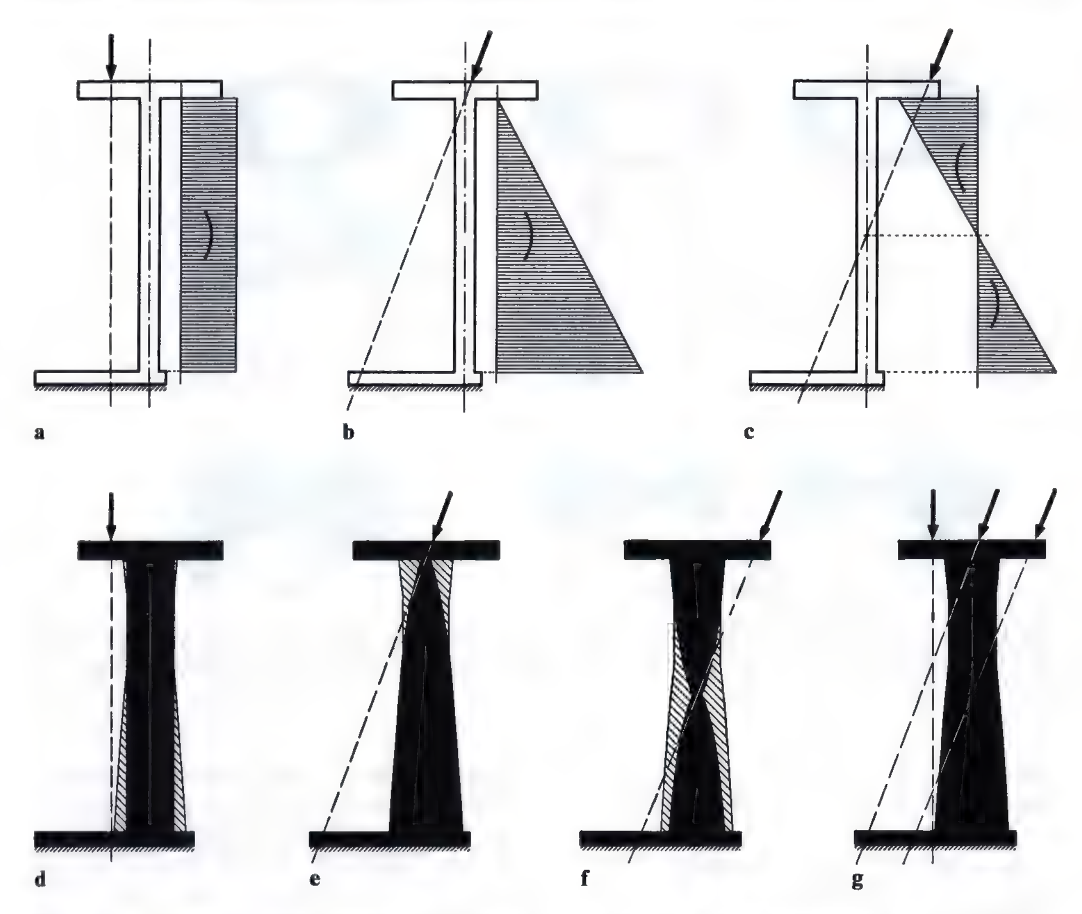


Fig. 10 a–g. Pour un même coefficient de sécurité, une colonne qui n'est sollicitée en flexion que d'une seule façon requiert moins de matériau que la même colonne sollicitée en flexion par la même charge, successivement de façons différentes

traintes les plus grandes, celles de compression, apparaissent alternativement à droite et à gauche. Pour un même coefficient de sécurité, le tube doit donc être construit de façon beaucoup plus solide lorsque la sollicitation agit alternativement en sens opposés que lorsqu'elle agit toujours dans le même sens. Au tibia, la flexion dans un seul sens exerce une influence encore beaucoup plus prononcée sur l'économie de matériau car la coupe triangulaire de l'os est beaucoup mieux adaptée aux grandeurs différentes des contraintes de compression et de traction que la coupe du tuyau représenté.

Non seulement la sollicitation de l'os tubulaire est maintenue aussi petite que possible par l'action statique des muscles mais le mode de sollicitation favorise aussi l'économie de matériau. C'est ce que met en évidence la discussion qui précède.

Ainsi toutes les conditions sont remplies pour que l'os tubulaire puisse être bâti avec la plus grande économie possible de matériau en vue de son rôle statique. Il faut encore démontrer que cette possibilité est réalisée dans la structure de l'os. En effet les arguments que Roux, Gebhardt et d'autres ont avancés pour défendre la théorie de la structure fonctionnelle de l'os ne sont pas convaincants parce qu'ils se basent en partie sur des conceptions erronées et sur des connaissances théoriques insuffisantes. Je reviendrai en détail sur cette question dans un autre travail. Ici je voudrais simplement démontrer

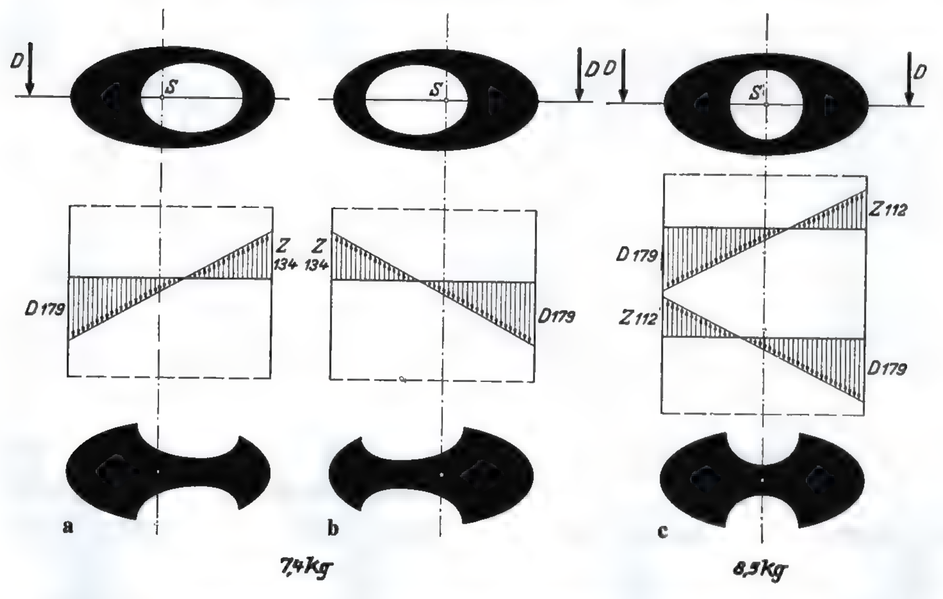


Fig. 11 a–c. Pour un même coefficient de sécurité, un tube qui n'est sollicité en flexion que dans un seul sens peut être construit plus légèrement qu'un tube qui est sollicité en flexion alternativement en sens opposés

brièvement que le tibia est construit avec la plus grande économie de matériau pour sa sollicitation.

Le diagramme *M* de la figure 12 représente la distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur du tibia. Le

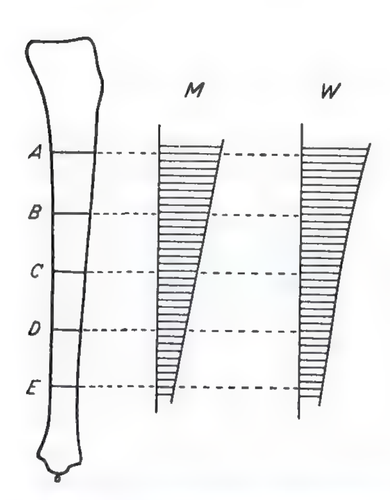


Fig. 12. *M* Distribution quantitative de la sollicitation en flexion sur la longueur du tibia.
W Distribution quantitative de la résistance à la flexion sur la longueur du tibia

diagramme *W* illustre la résistance du tibia à la flexion à chaque niveau de la longueur de l'os. Elle provient d'une détermination précise des propriétés de résistance des cinq coupes *A*–*E* indiquées. La comparaison des deux diagrammes montre que la résistance à la flexion du tibia (*W*) diminue de haut en bas de façon analogue à la grandeur de la sollicitation en flexion (*M*) de sorte qu'à chaque niveau, la résistance nécessaire est assurée avec la plus petite dépense possible de matériau. En gros, le tibia représente donc un solide d'égale résistance.

De l'image (fig. 13), il apparaît que la coupe du tibia est elle aussi adaptée de façon remarquable à la sollicitation en flexion toujours orientée dans le même sens. Du fait de sa forme triangulaire, il y a plus de matériau osseux derrière, où se produisent les plus grandes contraintes de compression. Il y en a moins devant, au sommet du triangle, où agissent des contraintes de traction plus petites. Cette distribution du matériau correspondant aux grandeurs différentes des contraintes est particulièrement bien mise en évidence par la contraction de la coupe. Celle-ci consiste à concentrer le matériau en le déplaçant parallélement à la fibre neutre.

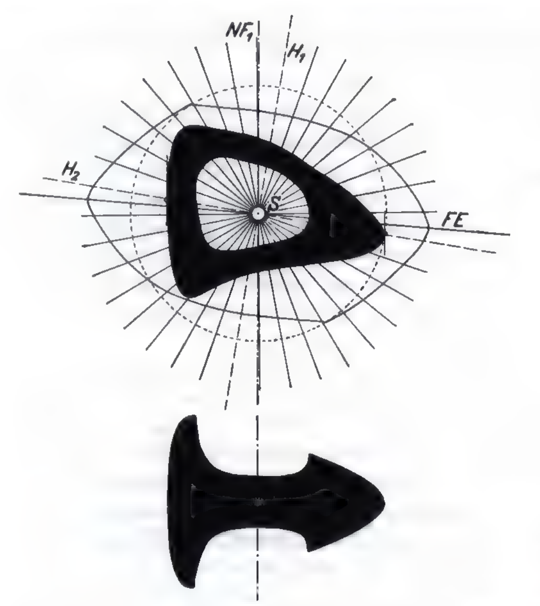


Fig. 13. Représentation graphique des propriétés de résistance d'une coupe normale du tibia prise au milieu de la longueur de l'os.
S centre de gravité de la coupe. La distance du centre de gravité à la paroi postérieure est à la distance du centre de gravité à la paroi antérieure comme 1 : 1,5.
H_1 et H_2 axes principaux d'inertie.
NF_1 parallèle à la fibre neutre, passant par le centre de gravité.
FE direction de la résistance maximale à la flexion dans la coupe. La distance de la courbe continue au centre de gravité représente la grandeur de la résistance à la flexion de la coupe dans chaque direction considérée. En dessous, la contraction de la coupe parallèlement à la fibre neutre met particulièrement bien en évidence qu'il y a beaucoup plus de matériau en arrière, côté comprimé, qu'en avant, côté tendu

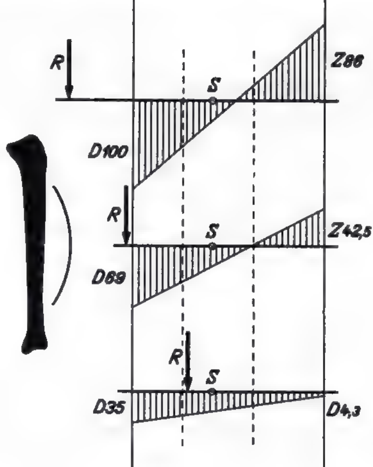


Fig. 14 a. Les trois diagrammes indiquent la distribution quantitative des contraintes qui se produisent dans une coupe transversale au milieu du tibia (fig. 13), pour trois situations possibles de la force de compression résultante *R*. En arrière, côté comprimé, les contraintes sont toujours beaucoup plus grandes qu'en avant, côté tendu

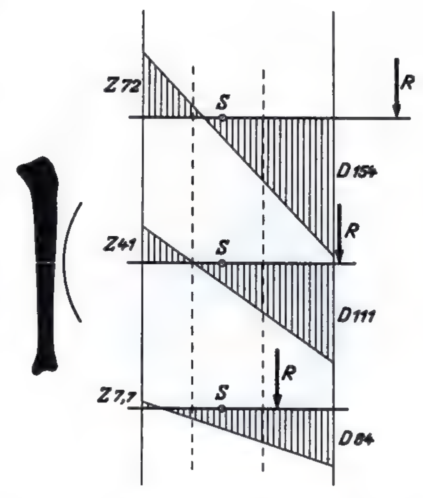


Fig. 14 b. Même représentation qu'à la fig. 14 a lorsque la coupe est sollicitée en sens opposé. Il apparaît que:
1. les contraintes sont plus grandes. En particulier pour la plus grande des trois sollicitations, les contraintes maximales de compression sont 54% plus grandes qu'à la fig. 14 a;
2. le rapport entre les contraintes maximales de compression et celles de traction est 7 : 3. Il ne correspond plus à celui qui existe entre la résistance du matériau osseux à la compression et celle à la traction (4 : 3), comme c'était le cas à la fig. 14 a

La figure 14 représente la grandeur et la distribution des contraintes de flexion dans une coupe à mi-hauteur du tibia (fig. 13), la figure 14 a lorsque la sollicitation en flexion tend à infléchir le tibia, le rendant convexe en avant, comme dans la réalité, et la figure 14 b lorsque la sollicitation en flexion s'exerce en sens opposé. Dans les deux cas, trois diagrammes indiquent les contraintes de flexion qui peuvent se produire dans la coupe pour différentes positions de la jambe, c.-à-d. pour des distances différentes entre la force sollicitante *R* et l'axe du tibia.

Si la sollicitation en flexion tend à infléchir le tibia convexité en avant (fig. 14 a), les contraintes maximales sont toujours considérablement plus grandes en arrière, côté comprimé, qu'en avant, côté tendu. Pour les deux sollicitations les plus élevées parmi les trois représentées, le rapport des contraintes maximales de compression à celles de traction est de 4 : 3. Il est le même que celui entre la résistance du matériau osseux à la compression et celle à la traction. Ceci signifie que la coupe est aussi construite de façon appropriée au matériau.

Pour une flexion de sens opposé (fig. 14 b), la sollicitation du tibia est 54% plus grande parce que maintenant les contraintes maximales de compression se produisent dans la partie antérieure de la coupe où se trouve la plus petite quantité d'os. De ce fait, elles passent de 100 kg/cm² à 154 kg/cm², pour la plus grande des trois sollicitations dessinées. Pour une flexion de sens opposé, le tibia devrait donc être construit de façon beaucoup plus solide pour présenter la même résistance à la rupture et il en deviendrait 35% plus lourd. En outre, la coupe ne serait plus construite de façon appropriée au matériau, puisqu'en moyenne les contraintes maximales de compression seraient aux contraintes maximales de traction comme sept est à trois. Ce rapport ne correspondrait plus à celui qui existe entre la résistance du matériau osseux à la compression et la résistance à la traction (4 : 3) [4].

Comme le démontre une comparaison entre les figures 14 a et b, *la coupe du tibia est remarquablement adaptée à une sollicitation en flexion dans un même sens. Ainsi le tibia est construit avec la plus grande économie de matériau, non seulement en ce qui concerne la distribution de la résistance à la flexion sur la longueur de l'os, mais aussi en ce qui concerne la forme de la coupe transversale et la distribution du matériau dans cette coupe.*

---

[4] D'après Hirsch, la coupe du tibia serait précisément construite de façon opportune pour une sollicitation en flexion de sens alternativement opposés. Ceci se base sur les explications suivantes: le centre de gravité de la coupe serait approximativement situé au milieu du diamètre sagittal à cause du renforcement du sommet du triangle. Puisque, pour cette situation, les contraintes de compression et de traction provenant de la flexion ont la même grandeur, lorsque la direction de la flexion change, des contraintes de même grandeur apparaîtraient dans la partie antérieure et dans la partie postérieure de la coupe. Pour les deux sens de la flexion, le matériau de la coupe serait donc aussi bien utilisé quant à sa capacité de résistance. Ceci est contredit d'abord par le fait que le centre de gravité de la coupe ne se trouve pas au milieu du diamètre sagittal mais est déplacé excentriquement vers le côté comprimé, comme l'a montré sans objection possible une exacte détermination de sa situation à partir d'une série de coupes du tibia à mi-hauteur de l'os. De ce fait, les contraintes de compression et de traction provenant de la flexion ne peuvent pas avoir la même grandeur. En outre, de la compression se surajoute à la sollicitation en flexion du tibia, ce que Hirsch n'a pas pris en considération. Par conséquent, à cause de la compression surajoutée, les contraintes sont toujours considérablement plus grandes du côté comprimé que du côté tendu. La conception de Hirsch est donc bâtie sur des prémisses fausses et elle est erronée.

8. L'importance statique de la ligne âpre

Quatrième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 5 figures

La diaphyse fémorale présente une légère courbure à convexité antérieure. Elle est renforcée à sa partie postérieure concave par un listel longitudinal, la ligne âpre. D'après le concept admis jusqu'à présent, la ligne âpre accroît la résistance de la diaphyse fémorale parce qu'elle se trouve dans la concavité postérieure, comme un listel de renforcement. Elle se trouverait donc dans le plan de courbure et augmenterait ainsi le diamètre de la coupe transversale dans le plan dans lequel le fémur subit sa sollicitation maximale en flexion. «Grâce à ce pilastre (ligne âpre), la coupe transversale plutôt arrondie de l'os prend la forme d'un triangle dont la plus grande hauteur va d'avant en arrière à travers le pilastre. Le plus long diamètre de la coupe se trouve donc dans la direction de la sollicitation maximale». (GRUNEWALD).

Si cette conception est exacte, alors 1. la coupe transversale du fémur doit présenter sa résistance maximale dans le plan qui passe par la ligne âpre et 2. il faut démontrer que la résistance d'un tube à la flexion est accrue par un mince listel de renforcement se trouvant dans le plan de flexion. Mais ces deux points ne se vérifient pas.

Pour vérifier la première exigence, on analysa dans tous les plans la résistance à la flexion de six coupes transversales du même fémur, prélevées à différentes hauteurs de la diaphyse. On y détermina les contraintes maximales de bord qui se produisent pour une sollicitation en flexion de grandeur constante lorsque le plan de flexion pivote progressivement de 10° en 10°. La résistance à la flexion est inversement proportionnelle aux contraintes maximales de bord pour une situation donnée du plan de flexion. On rechercha donc l'orientation du plan de flexion pour laquelle les contraintes maximales de bord sont les plus petites. On obtint ainsi la résistance des coupes à la flexion dans les différents plans. Il apparaît que, *pour toutes les coupes transversales, le plan de la résistance maximale à la flexion ne correspond pas à celui dans lequel se trouve la ligne âpre mais forme avec lui un angle de 40°*.

La fig. 1 représente le résultat de cette recherche pour une coupe transversale. Les droites passant par le centre de gravité *S* indiquent la situation des différents plans de flexion et les segments de ces droites délimi-

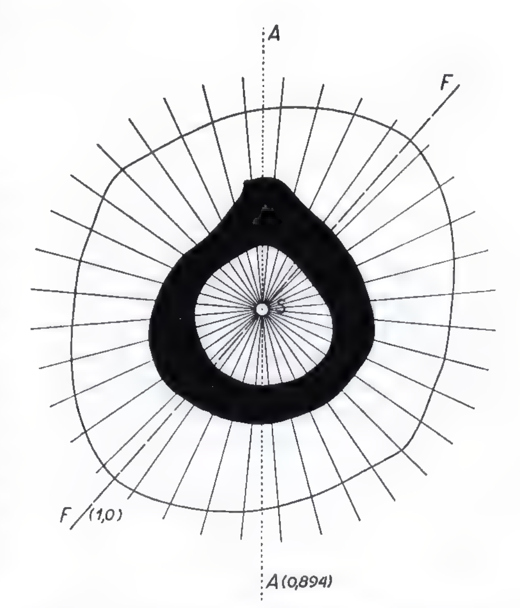


Fig. 1. Les traits limités par la courbe indiquent, à l'échelle, la grandeur de la résistance à la flexion de la coupe transversale dans le plan de flexion concerné. *S* centre de gravité de la coupe; *A* plan de courbure dans lequel se trouve la ligne âpre; *F* plan dans lequel la coupe présente sa résistance maximale à la flexion

* Z. Anat. Entwickl. Gesch. 117, 497–503 (1954)

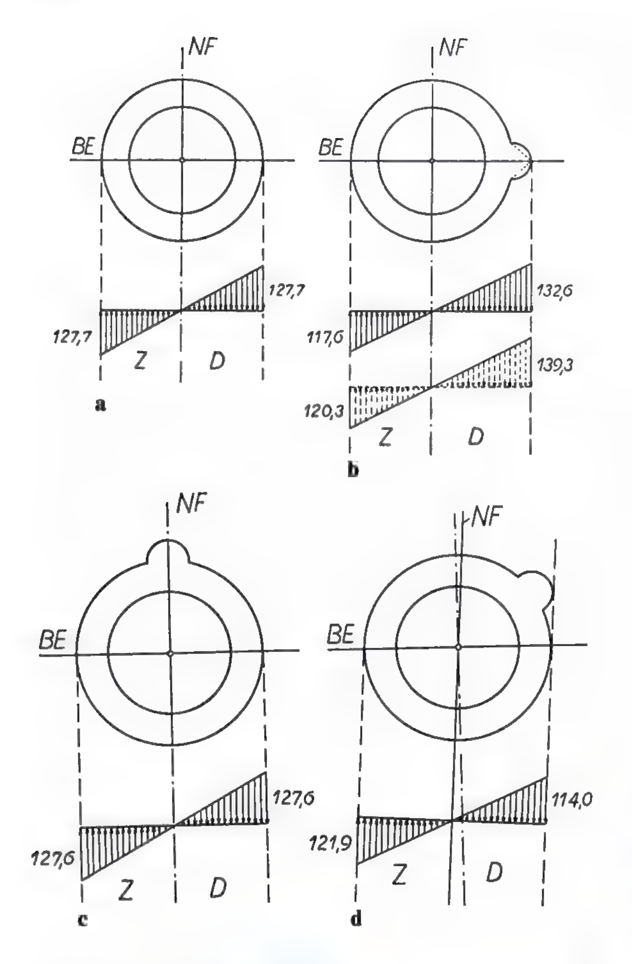


Fig. 2 a–d. Représentation graphique de l'influence d'un mince listel de renforcement sur la résistance à la flexion d'un tube, dans différentes situations. *BE* plan de flexion; *NF* fibre neutre; *D* contraintes de compression; *Z* contraintes de traction

tés par la courbe sont proportionnels à la résistance à la flexion dans le plan intéressé. L'image montre que la résistance à la flexion de la coupe est maximale dans le plan *F* et non pas dans le plan *A* dans lequel se trouve la ligne âpre. Si l'on évalue à 1,0 la résistance maximale à la flexion dans le plan *F*, la coupe ne présente qu'une résistance de 0,894 dans le plan *A*. L'image indique en outre que le plan de la résistance maximale *F* forme un angle de 40° avec le plan *A* dans lequel se trouve la ligne âpre.

La seconde exigence n'est pas non plus satisfaite. *En effet, la résistance à la flexion d'un tube n'est pas augmentée par un mince listel de renforcement situé dans le plan de flexion. Elle est au contraire diminuée, bien que le listel agrandisse le diamètre de la coupe transversale, dans ce plan.* Ce fait d'apparence paradoxal provient de ce que de plus grandes contraintes se produisent au bord d'un mince listel de renforcement se trouvant dans le plan de flexion qu'à l'endroit correspondant de la paroi d'un tube non renforcé (Kirsch).

La fig. 2 reproduit graphiquement les dimensions et la sollicitation en flexion correspondant à celles du fémur. Les contraintes maximales de bord dans le tube non renforcé (fig. 2 a) atteignent 127,7 kg/cm² dans le plan *BE*, lors de la sollicitation en flexion. L'étroit listel de renforcement (fig. 2 b) augmente la contrainte maximale de bord du côté de la compression jusqu'à 132,6 kg/cm². Ainsi le listel surajouté diminue la résistance du tube de 3,4%. Si la coupe transversale du listel de renforcement est triangulaire, comme l'indique le contour pontillé dans la même figure, la contrainte maximale de bord atteint 139,3 kg/cm², ce qui réduit davantage encore la résistance du tube.

Cette analyse théorique explique l'affirmation énoncée plus haut: la ligne âpre

n'augmente pas la résistance à la flexion de la coupe transversale du fémur si, comme on l'admet, elle se trouve dans le plan de flexion.

Si un mince listel de renforcement devait augmenter la résistance à la flexion d'un tube, il ne devrait pas se trouver dans le plan de flexion. Il devrait être situé de façon à élargir la coupe transversale à l'endroit des contraintes maximales.

Dans la fig. 2c, le listel de renforcement se trouve sur la fibre neutre. Dans cette situation, il n'exerce aucune influence sur la résistance à la flexion puisqu'au niveau de la fibre neutre les contraintes de flexion sont très petites. Un agrandissement du diamètre de la coupe à cet endroit diminue les contraintes maximales de bord de façon à peine notable, de 127,7 kg/cm² à 127,6 kg/cm², c.-à-d. seulement de 0,1%. Dans la fig. 2 d, le listel de renforcement occupe sa position optimale parce que maintenant il élargit la coupe à l'endroit où se produisent les contraintes de flexion maximales. Sa situation est telle qu'une parallèle à la fibre neutre *NF* est tangente simultanément au listel et au corps de la coupe transversale. Dans cette situation, le mince listel de renforcement diminue la contrainte maximale de bord de 127,7 kg/cm² à 114,0 kg/cm². Ceci accroît la resistance de 12%.

Ainsi la ligne âpre devrait occuper la situation correspondante dans la coupe transversale pour augmenter la résistance de la diaphyse fémorale.

Une vérification montre qu'en fait elle y occupe cette position optimale car la diaphyse fémorale ne subit pas sa sollicitation en flexion maximale dans le plan de sa courbure, comme on l'admettait jusqu'à présent, mais bien dans un plan formant un angle approprié avec celui-ci. La situation du plan de flexion ne dépend pas du plan de courbure mais de la situation de la ligne d'action de la force de compression résultante agissant sur le fémur.

La fig. 3 est empruntée au travail de GRUNEWALD. Elle montre où est située cette ligne d'action lors de la station symétrique sur les deux jambes. *K* est le point de percée de la ligne d'action de la force de compression dans le plan de la coupe. La droite reliant *K* au centre de gravité de la coupe *S* indique le plan dans lequel celle-ci est sollicitée en flexion par le poids du corps. Comme le montre la figure, le plan de flexion ne correspond pas au plan de courbure *y–y* qui passe par la ligne âpre. Il forme avec celui-ci un angle d'environ 40° [1]. En outre, une parallèle à la fibre neutre *O–O* est tangente en même temps à la ligne âpre et au corps de la coupe, comme l'indique la figure théorique 2 d. La ligne âpre occupe donc, dans la coupe, exactement la situation exigée par la théorie, pour assurer la plus grande augmentation possible de la résistance.

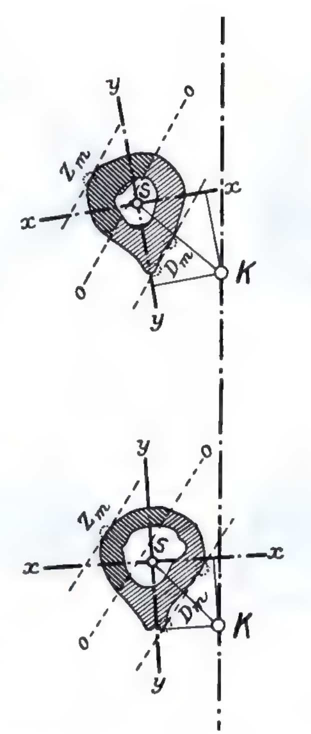


Fig. 3. Représentation graphique de la sollicitation de la diaphyse fémorale lors de la station debout sur les deux jambes (d'après GRUNEWALD). *S* centre de gravité de la coupe; *K* point de percée de la ligne d'action du poids du corps (axe mécanique du fémur) dans le plan de la coupe; *K–S* plan dans lequel la coupe est sollicitée en flexion; *y–y* plan de courbure dans lequel se trouve la ligne âpre; *O–O* fibre neutre

[1] Ceci doit avoir échappé à GRUNEWALD puisque c'est en contradiction avec son assertion que la ligne âpre est située dans la direction de la sollicitation maximale.

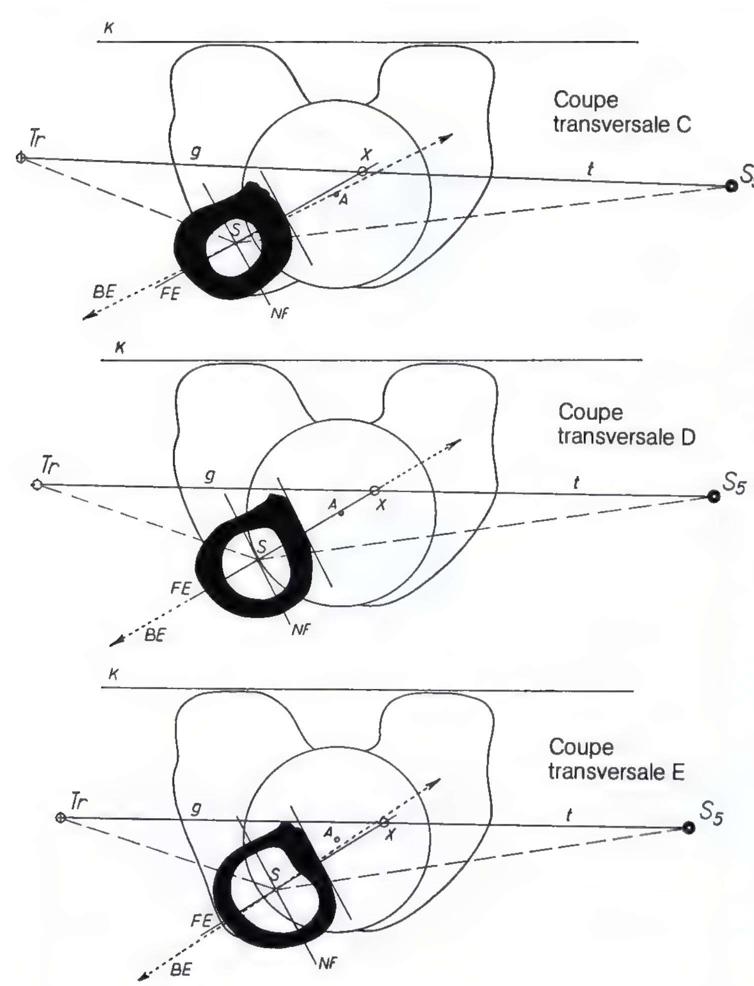


Fig. 4. Représentation graphique de la sollicitation de la diaphyse fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche. *S* centre de gravité de la coupe; S_5 point de percée de la ligne d'action du poids du corps dans le plan de la coupe; *Tr* point de percée de la ligne d'action du tractus ilio-tibial dans le plan de la coupe; *X* point où le plan de résistance *FE* coupe la droite $Tr-S_5$; *A* point de percée de l'axe mécanique dans le plan de la coupe; *BE* plan dans lequel la coupe est sollicitée en flexion par la résultante du poids du corps et de la tension du tractus; *FE* plan dans lequel la coupe présente sa résistance maximale à la flexion; *NF* fibre neutre. La coupe *C* se trouve un peu au-dessus du milieu du fémur, *E* à la limite du tiers inférieur, *D* entre les deux précédentes

La ligne âpre occupe donc une situation optimale dans la coupe lorsque le fémur est sollicité uniquement par le poids du corps, lors de la station debout sur les deux jambes. Mais elle doit surtout jouer son rôle lors de la sollicitation *décisive* du fémur, c.-à-d. lors de la sollicitation maximale se répétant régulièrement durant la période d'appui unilatéral de la marche. Il faut donc rechercher dans quel plan la diaphyse du fémur subit alors sa sollicitation maximale. La fig. 4 représente, pour trois coupes, le résultat de cette recherche sur lequel je reviendrai en détail à un autre endroit.

Le dessin représente une projection sur le plan du papier, de la tête du fémur, de la coupe de la diaphyse et des condyles fémoraux, suivant l'axe mécanique (ligne reliant le centre de la tête fémorale et le centre du genou). Le point de percée de l'axe mécanique dans le plan de la coupe est désigné par *A*, celui de la ligne d'action du poids du corps par S_5 et celui du tractus ilio-tibial par *Tr*. La droite pointillée *BE* indique le plan dans lequel la coupe est sollicitée en flexion par la résultante du poids du corps et de la tension du tractus. Il s'agit donc du plan dans lequel la coupe subit sa sollicitation décisive en flexion. La droite *FE* indique le plan dans lequel la coupe présente sa résistance maximale à la flexion.

Comme cette analyse le démontre, durant la période d'appui unilatéral de la marche, le plan dans lequel la coupe transversale du fémur subit sa plus grande sollicitation forme un angle d'environ 40° avec le plan de courbure

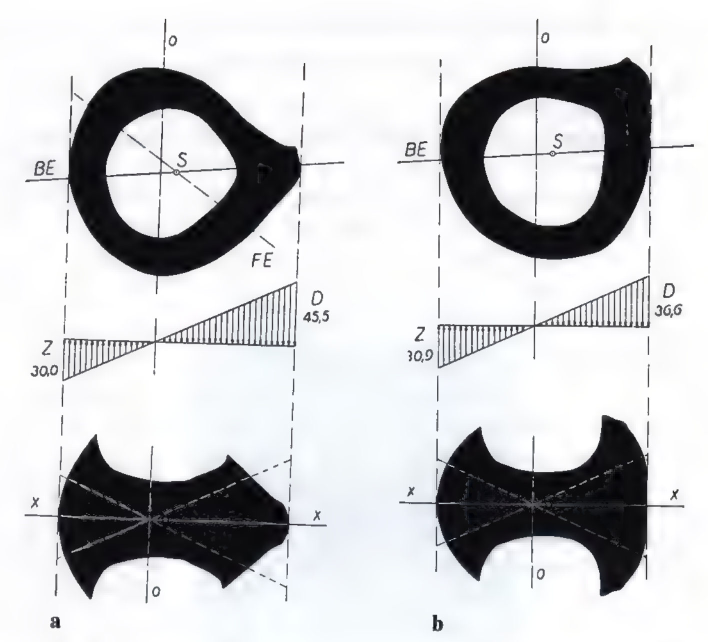


Fig. 5 a et b. Représentation graphique de la différence de résistance à la flexion d'une coupe transversale du fémur. **a** On suppose que la ligne âpre se trouve dans le plan de flexion (= plan de courbure) et agrandit le diamètre de la coupe dans la direction de ce plan. **b** Cas où la ligne âpre élargit la coupe à l'endroit des contraintes maximales, ce qui caractérise sa situation anatomique. En dessous, contraction du matériau de la coupe sur un plan $x-x$ perpendiculaire à la fibre neutre. S centre de gravité du plan de la coupe; BE plan de flexion; FE plan dans lequel la coupe possède sa plus grande résistance; $O-O$ fibre neutre. – Les contraintes de compression sont plus grandes que les contraintes de traction parce que, lors de la sollicitation du fémur, à la flexion s'ajoute la compression axiale

dans lequel se trouve la ligne âpre. De nouveau, une parallèle à la fibre neutre NF est tangente à la fois au corps de la coupe et à la ligne âpre. Celle-ci est donc située à l'endroit idéal pour la sollicitation décisive de la diaphyse fémorale. Ceci garantit à cette derniére le plus grand renforcement possible.

Par ailleurs, comme le montre la fig. 4, la droite FE indiquant le plan dans lequel la coupe présente sa résistance maximale à la flexion coïncide très bien avec le plan BE déterminé par les forces et dans lequel la coupe subit sa sollicitation en flexion la plus grande. Ceci démontre l'opportunité du mode de construction.

Si l'on compare la situation du plan de flexion et celle de la ligne âpre durant la période d'appui unilatéral de la marche (fig. 4) avec leur situation lors de l'appui symétrique sur les deux jambes (fig. 3), il apparaît que, malgré des modes de sollicitation fondamentalement différents, la diaphyse du fémur est toujours sollicitée en flexion dans le même plan. Lors de la station symétrique sur les deux jambes, la ligne d'action du poids du corps correspond à l'axe mécanique du fémur dont le point de percée dans le plan de la coupe est désigné par K dans la fig. 3. S est le centre de gravité de la coupe. La droite $K–S$ indique le plan dans lequel la coupe est sollicitée en flexion uniquement par le poids du corps. Les dessins fig. 4 concernent la sollicitation du fémur durant la période d'appui unilatéral de la marche. Le point de percée de l'axe mécanique dans le plan de la coupe y est désigné par A. La droite BE y indique la situation du plan de flexion. Le point A (correspondant au point K dans la fig. 3) se trouve dans ou très près du plan de flexion BE dans les trois coupes. Il apparaît donc que le plan dans lequel la diaphyse fémorale est sollicitée en flexion garde la même situa-

tion aussi bien lors de la station sur les deux jambes que durant la période d'appui unilatéral de la marche.

Pour compléter l'analyse, une coupe transversale représente graphiquement l'effet quantitatif de la ligne âpre sur la résistance de la diaphyse fémorale à la flexion. Dans la fig. 5 a, on suppose que le plan de flexion coïncide avec le plan de courbure et passe donc par la ligne âpre. Dans la fig. 5 b, celle-ci est située sur le fémur à l'endroit optimal, c.-à-d. à peu près à 40° du plan de flexion, ce qui correspond à la réalité. Dans le premier cas (fig. 5 a), la contrainte de compression maximale provenant de la flexion atteint 45,5 kg/cm^2, dans le deuxième cas (fig. 5 b) 36,6 kg/cm^2. La résistance de la diaphyse fémorale, lorsque la ligne âpre se trouve dans sa situation anatomique par rapport au plan de flexion, est donc 20% plus grande que si elle se trouvait dans le plan de flexion, comme on l'admettait jusqu'ici.

La distribution du matériau dans la coupe, conditionnée, dans les deux dessins, par la situation de la ligne âpre, de même que son effet quant à la meilleure utilisation du matériau pour assurer la résistance et ainsi la capacité de porter de l'os, se voient plus aisément si on ramène le matériau de la coupe parallèlement à la fibre neutre $O-O$ de part et d'autre d'un plan perpendiculaire à celle-ci. Cette représentation se justifie parce que, lors de la sollicitation en flexion dans un plan, la grandeur de la résistance de la coupe à la flexion dépend exclusivement de la distance du matériau à la fibre neutre. En effet, la grandeur de la sollicitation en flexion croît vers la périphérie suivant une perpendiculaire à la fibre neutre. La distance du matériau au plan de flexion parallèlement à la fibre neutre est par contre sans importance. C'est pourquoi une contraction du matériau de part et d'autre d'un plan $x-x$ perpendiculaire à la fibre neutre ne change rien aux propriétés de résistance de la coupe vis-à-vis de la sollicitation en flexion. Pour faciliter la vue d'ensemble, la distribution des contraintes de flexion est reportée à la même échelle dans les deux contractions de la coupe transversale. Dans le premier cas (fig. 5 a) où la ligne âpre est située dans le plan de flexion, la surface de la coupe s'amincit vers la périphérie du côté comprimé, alors que les contraintes de compression augmentent dans la même direction. La distribution du matériau y est défavorable, puisqu'il ne se trouve que peu de substance osseuse là où s'exercent les plus grandes contraintes, alors qu'il existe beaucoup de matériau dans la région de la fibre neutre où les contraintes sont très petites. Pour la situation anatomique de la ligne âpre par rapport au plan de flexion (fig. 5 b), la distribution du matériau dans la coupe est par contre particulièrement favorable puisque la largeur de la surface portante de la coupe augmente très fortement vers la périphérie du côté comprimé. Ainsi la masse principale de substance osseuse portante se trouve dans la coupe là où se produisent les contraintes les plus élevées. Elle est ainsi utilisée au mieux pour résister.

Le résultat de la recherche confirme donc la conception d'après laquelle la ligne âpre augmente la résistance du fémur non pas, comme on l'a admis généralement jusqu'à présent, parce qu'elle est située dans le plan de flexion et qu'elle agrandit le diamètre de la coupe dans ce plan, mais bien parce qu'elle est située en dehors du plan de flexion *de façon à élargir la coupe à l'endroit des contraintes les plus élevées.* L'analyse montre en outre que, grâce à la situation anatomique de la ligne âpre, le matériau osseux dans la coupe est utilisé de la façon la plus opportune pour assurer la résistance. Ainsi l'explication de l'importance statique de la ligne âpre fournit une confirmation supplémentaire de la structure fonctionnelle de l'os.

Littérature

Grunewald, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen des Menschen. Z. orthop. Chir. *39*, 271.

Kirsch: Die Theorie der Elastizität und die Bedürfnisse der Festigkeitslehre. Z. Ver. dtsch. Ing. *42*, 797 (1898).

9. Vérification critique du travail de Roux: «Description et explication d'une ankylose osseuse du genou»

Cinquième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 40 figures.

H. v. Meyer et Culmann ont découvert que les faisceaux de travées du tissu spongieux de l'extrémité supérieure du fémur suivent les trajectoires des contraintes se produisant lors de la sollicitation. Partant de cette notion, J. Wolff (1872) a développé l'idée que, dans le cas d'une forme ou d'une sollicitation pathologique de l'os, les faisceaux trabéculaires se réorientent par remodelage fonctionnel, suivant la direction des nouvelles trajectoires des contraintes. Comme Triepel déjà le fait remarquer, dans aucune de ses publications concernant ce sujet, Wolff n'a tenté d'apporter une démonstration exacte de ses assertions. Roux le premier, en 1885, s'est sérieusement préoccupé de cette question. Jusqu'aujourd'hui, son analyse bien connue de la structure du tissu spongieux d'un genou ankylosé est considérée comme la preuve définitive de la loi du remaniement osseux de Wolff. Elle est reprise dans les livres classiques en Allemagne et à l'étranger.

Dans les pages suivantes, le travail de Roux sera soumis à une vérification critique.

La préparation décrite par Roux se trouve encore aujourd'hui à l'Institut de Pathologie de l'Université de Würzburg. Elle fut gracieusement mise à ma disposition par le directeur de cet Institut, M. le Professeur E. Kirch. Il s'agit d'une ankylose osseuse d'un genou droit à 80°. Du côté latéral, la préparation présente un gros défect à hauteur de la jonction des os, de sorte que le pont osseux n'y a qu'une largeur de 32 mm (fig. 1).

Roux divisa la préparation par deux traits de scie sagittaux [1], le premier à 1 cm du contour médial, le second tout près de la limite

Fig. 1. La préparation d'une ankylose du genou décrite par Roux

* Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft. Z. Anat. Entwickl. Gesch. 117, 528–552 (1954)

[1] On n'a pu renoncer à la représentation photographique des trois coupes (fig. 2–4). D'une part, on ne trouve dans la littérature aucune figure de la coupe de la structure II (fig. 3). D'autre part, d'après les photographies des deux autres coupes qui seules sont publiées dans la monographie de Wolff, la coupe de la structure III (fig. 4) ne correspond pas à celle d'après laquelle Roux a dessiné cette structure III (fig. 7). Cela ressort d'une comparaison avec la forme et la situation du défect du tissu spongieux.

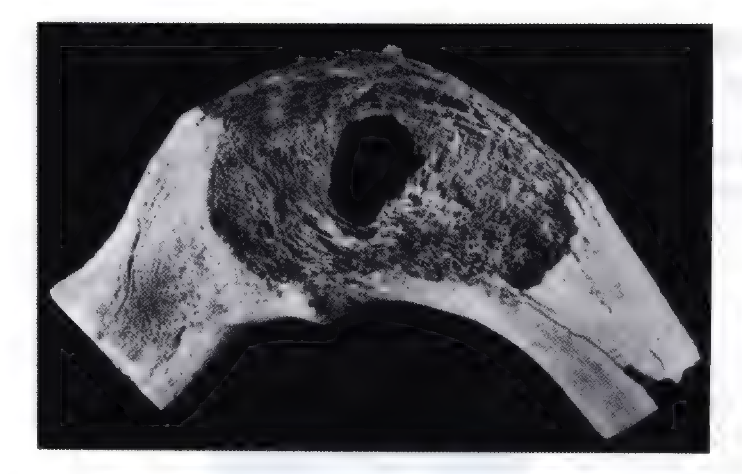


Fig. 2. Structure I

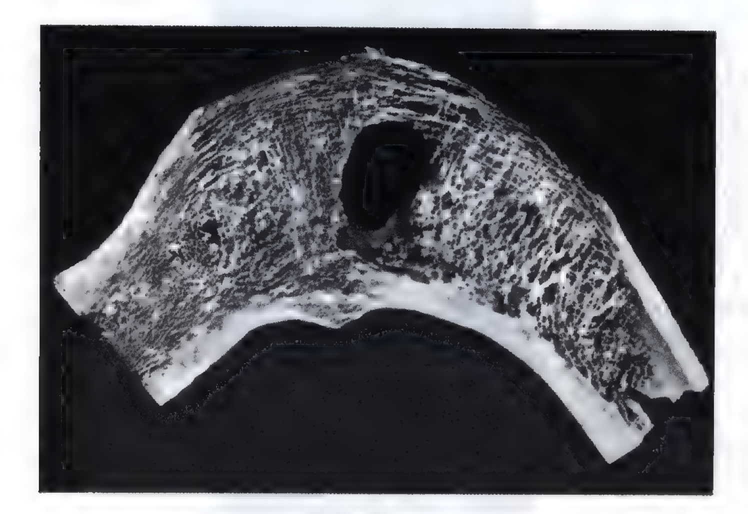


Fig. 3. Structure II



Fig. 4. Structure III

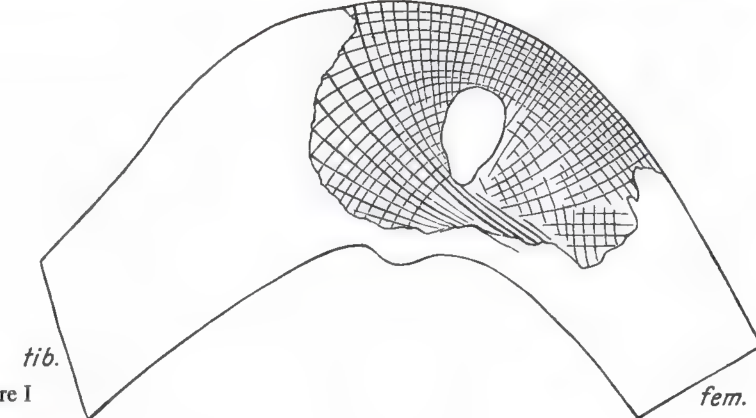


Fig. 5. Dessin de la structure I par Roux

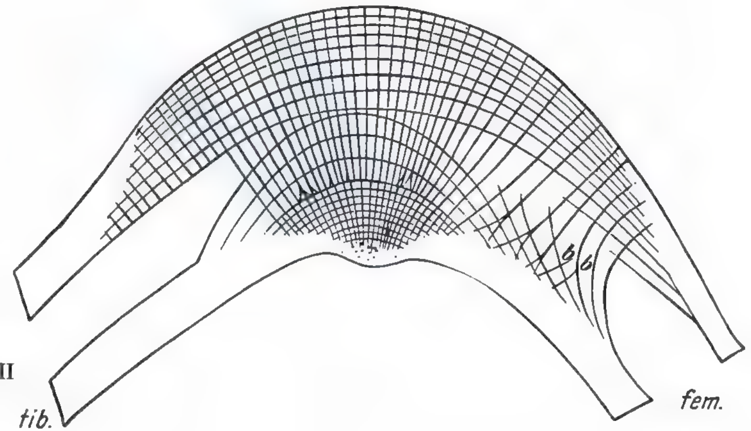


Fig. 6. Dessin de la structure II par Roux

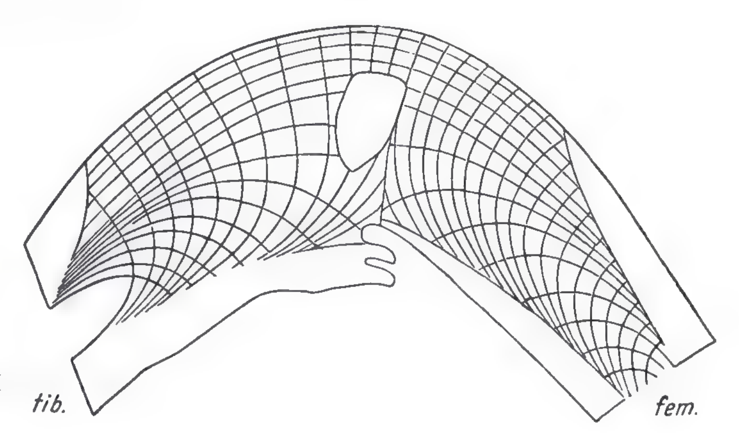


Fig. 7. Dessin de la structure III par Roux

latérale du pont osseux. En outre, Roux enleva la corticale médiale de façon à exposer l'architecture spongieuse de la préparation dans trois plans sagittaux. Les photographies des trois surfaces ainsi exposées sont reproduites aux figures 2 à 4. Le tissu spongieux y présente des structures fondamentalement différentes. Celles-ci furent décrites et analysées par Roux, comme nous le résumons brièvement.

La structure I se trouvant immédiatement sous la corticale médiale (fig. 2) est représentée par le schéma fig. 5 de Roux. Les faisceaux trabéculaires y forment deux systèmes d'arcs. Le premier part du bord convexe du tibia, contourne un point imaginaire dans la partie inférieure du défect spongieux et se continue vers le bord convexe du fémur. Le deuxième part du bord concave du tibia, contourne le point imaginaire en direction opposée au premier système et se jette dans le bord concave du fémur. Les deux systèmes d'arcs se croisent partout à angle droit et sont perpendiculaires aux bords.

Pour analyser la structure I, Roux a effectué deux expériences sur des modèles de caoutchouc enduits de paraffine, 1. sur le modèle d'une barre incurvée (fig. 8) et 2. sur un modèle dont la forme correspond à celle de la préparation anatomique (fig. 9). D'après Roux, les trajectoires provoquées artificiellement dans les deux modèles (fissures dans l'enduit de paraffine) montrent essentiellement le même réseau que celui matérialisé par les travées spongieuses de la structure I (fig. 5). Ainsi, selon les propres mots de Roux, «il ne peut y avoir aucun doute que la structure I représente essentiellement une structure trajectorielle de flexion».

La structure II apparaît clairement au niveau du premier trait de scie. La fig. 3 la représente, de même que le dessin fortement schématique fig. 6 de Roux. Celui-ci l'a réalisé en combinant trois coupes très voisines. Il y distingue trois systèmes différents de trabécules. Le premier consiste en faisceaux continus parallèles au bord convexe et entre eux. Ceux-ci serviraient à reprendre la traction due à la flexion. Le deuxième système de trabécules se trouve au fond de la concavité et relie la corticale du fémur à celle du tibia par des arcs qui s'incurvent de plus en plus fort en approchant le côté convexe. Ces arcs résisteraient à la compression due à la flexion. Le troisième système consiste en faisceaux de trabécules radiaires, partant du bombement antérieur de la corticale au fond de la concavité et allant en ligne droite au bord convexe dans lequel ils se jettent à angle droit après avoir croisé les deux autres systèmes d'arcs à angle droit également. Ce système étayerait la corticale du côté convexe en prenant appui sur le côté concave puisque les deux corticales tendent à se rapprocher du fait de la forte flexion, de même que les parois d'un tuyau tendent à se rapprocher au sommet d'une courbure imprimée au tuyau.

Pour analyser la structure II, Roux a aussi effectué deux expériences sur des modèles (fig. 10 et 11). Il crut tenir compte des propriétés mécaniques de la coupe anatomique en utilisant des matériaux différents (caoutchouc et bois). Une comparaison entre les trajectoires obtenues artificiellement et l'architecture du tissu spongieux fit apparaître, d'après lui, «une concordance complète entre les réseaux». Ainsi, d'après Roux, «l'orien-

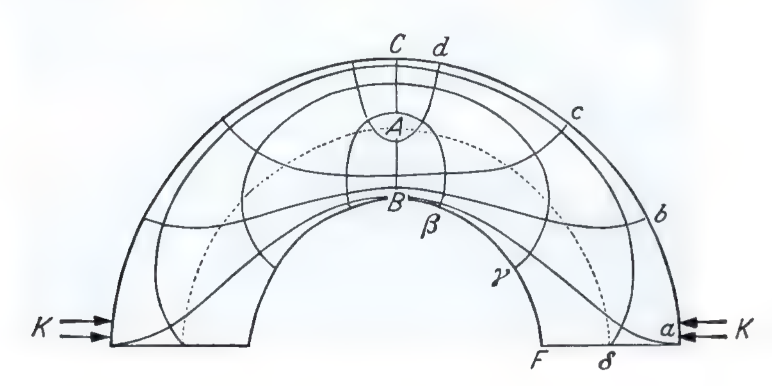


Fig. 8. Les trajectoires des contraintes obtenues par Roux dans un modèle de caoutchouc d'une barre incurvée

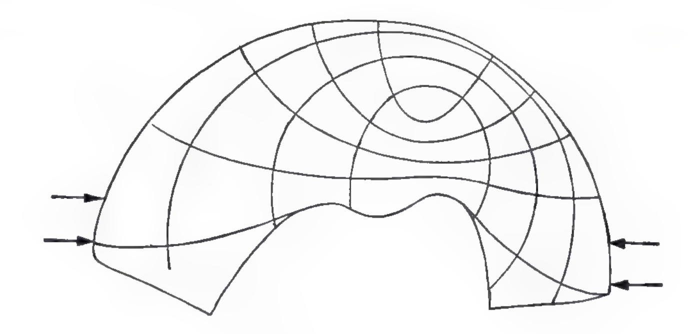


Fig. 9. Les trajectoires des contraintes obtenues par Roux dans son modèle de caoutchouc de la structure I

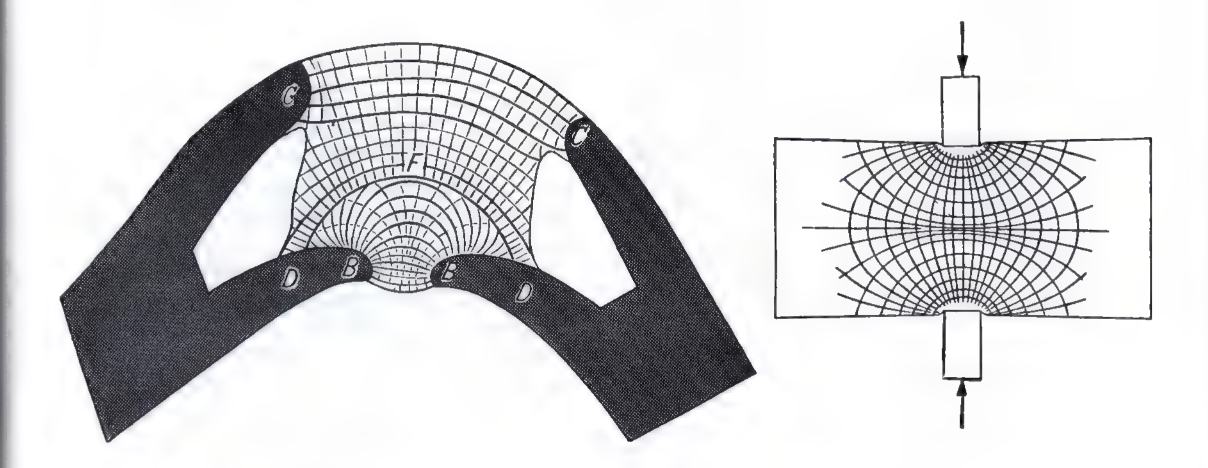


Fig. 10 et 11. Les trajectoires obtenues par Roux dans son modèle de la structure II

tation trajectorielle de la spongieuse est démontrée de façon convaincante» aussi pour la structure II.

La structure III est située sur le deuxième trait de scie, tout près du contour latéral du pont osseux. Elle est reprise à la fig. 4 et représentée schématiquement dans le dessin fig. 7 de Roux. Cette structure qui, selon ses propres mots, «est très simple» résulterait, sans plus, du défect cortical au sommet de la concavité. A cause de ce défect, il ne pourrait y avoir un système de trabécules continues qu'au côté convexe de la préparation. Il reprendrait la traction due à la flexion. Du côté concave de la préparation, la compression due à la flexion ne pourrait pas être transmise du fait du défect cortical. C'est pourquoi des faisceaux trabéculaires seraient nécessaires pour empêcher les extrémités corticales libres de se déplacer l'une vers l'autre et de se rapprocher de la corticale du côté convexe et du système de travées de traction qui s'y trouve. Il s'agirait de faisceaux trabéculaires qui s'incurvent des extrémités corticales libres vers la corticale du côté convexe et croisent à angle droit le faisceau de traction. Comme, d'après Roux, les faisceaux de trabécules requis sont présents, il n'y a aucun doute que le tissu spongieux de la structure III est lui aussi orienté trajectoriellement [2].

L'analyse de Roux paraît d'abord convaincante. Elle fut admise déjà par Wolff comme une preuve définitive de l'orientation trajectorielle des trois structures du tissu spongieux, avant tout parce que les images trajectorielles obtenues dans les modèles corres-

[2] Il est frappant que Roux ne réalisa aucune expérience sur modèle pour l'analyse de cette structure et n'en mentionne aucune.

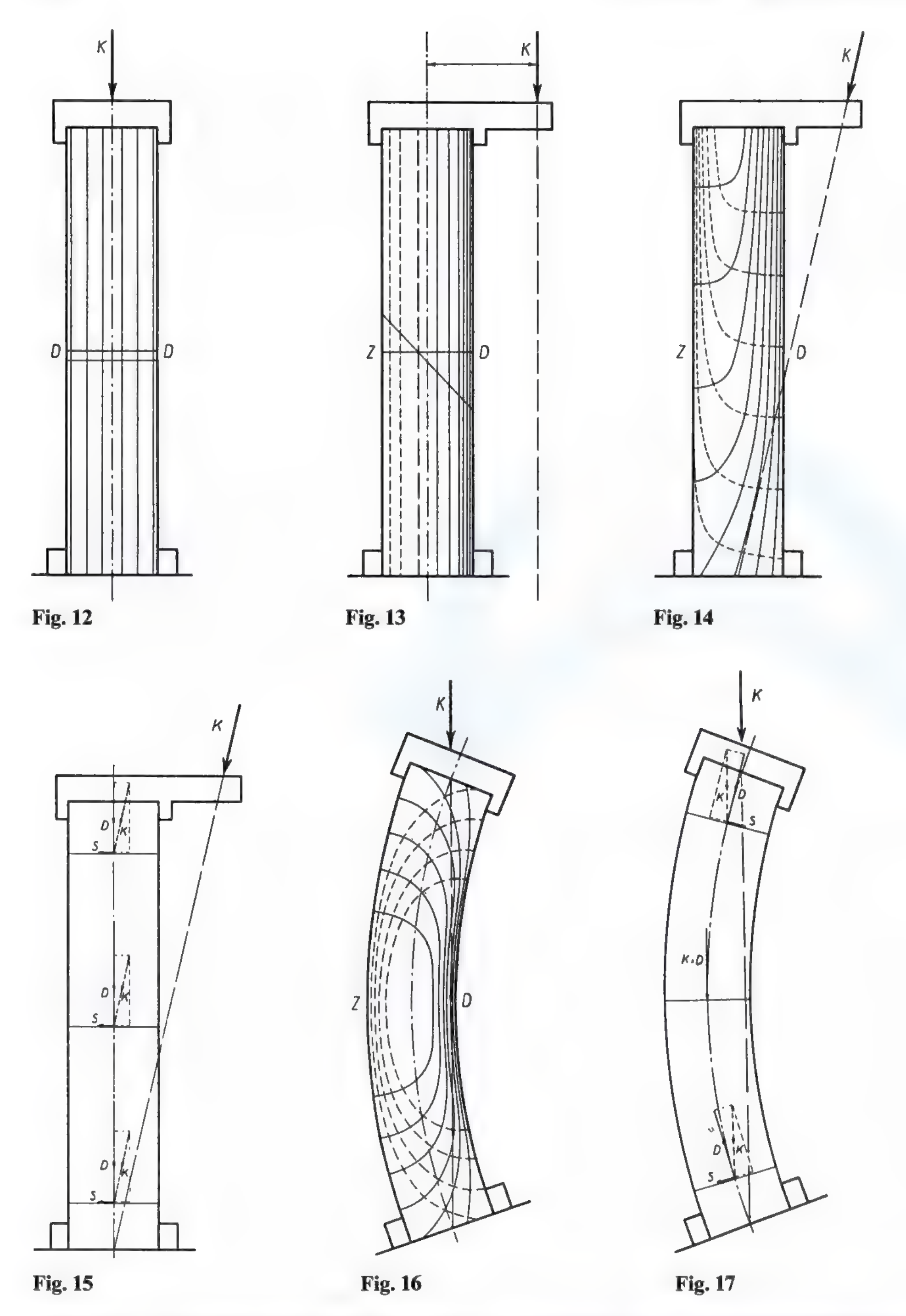


Fig. 12–17. Trajectoires obtenues dans une barre photo-élastique : fig. 12 pour une sollicitation axiale en compression; fig. 13 pour une compression et flexion par une force longitudinale; fig. 14 pour une compression et flexion par une force transversale; fig. 16 pour une compression et flexion par une force transversale agissant sur une barre incurvée; fig. 15 et 17 décomposition de la force *K* en ses composantes *D* (compression axiale) et *S* (force transversale)

pondent, pour tous les points essentiels, aux dessins qu'a tracés Roux des structures correspondantes (J. Wolff, 1892). L'analyse de Roux paraît d'autant plus inattaquable que le théoricien, prof. Dr. sc. techn. Th. Wyss, Zurich, a pu démontrer dans un travail publié en 1948 (Th. Wyss) que les structures I et III représentent sans aucun doute des structures trajectorielles de flexion.

Il est donc surprenant qu'une étude approfondie du travail de Roux y fait apparaître des inexactitudes. Ceci me poussa à une vérification critique de l'analyse dans tous ses détails. Comme on le développera plus loin, celle-ci révéla que *ni l'analyse de Roux ni l'affirmation de Wyss ne démontrèrent que le tissu spongieux de l'ankylose du genou est construit fonctionnellement, c.-à-d. trajectoriellement pour sa sollicitation.*

Pour faciliter la compréhension des raisonnements ultérieurs, il faut d'abord envisager brièvement le flux de contraintes lors d'une sollicitation en flexion. Il faut particulièrement expliquer quelles images trajectorielles caractérisent les différents modes de sollicitation en flexion et quel effet le contour extérieur de l'objet exerce sur le flux de contraintes lors de la sollicitation en flexion.

Cette analyse théorique se base sur l'exemple d'une barre sollicitée longitudinalement en compression de la même façon que l'os tubulaire.

1. Si, comme la fig. 12 le représente, la force de compression s'exerce suivant l'axe de la barre, celle-ci est sollicitée purement en compression dans toute sa hauteur. Les trajectoires de compression sont parallèles à l'axe et aux bords.

2. Si la force de compression agit excentriquement et parallèlement à l'axe de la barre (fig. 13), celle-ci est sollicitée non seulement en compression mais simultanément en flexion par une *force longitudinale.* Lors de la flexion par une force longitudinale, les trajectoires sont aussi parallèles à l'axe de la barre et à ses bords. Elles sont donc semblables à celles de la barre sollicitée purement en compression (fig. 12). La seule différence consiste en ce que maintenant les trajectoires ne conduisent des contraintes de compression que dans la partie droite de la barre, c.-à-d. à droite de la fibre neutre – indiquée par un trait interrompu – tandis qu'à gauche de la fibre neutre elles conduisent des contraintes de traction.

3. Si la ligne d'action de la force de compression n'est pas parallèle mais oblique par rapport à l'axe de la barre (*K* dans la fig. 14), celle-ci est sollicitée en flexion par une *force transversale* (*S* dans la fig. 15). Lors de la flexion par une force transversale, les trajectoires de compression et de traction présentent toujours des arcs caractéristiques qui se croisent à angle droit. Les sommets des ogives ainsi formées sont dirigés vers le bas. Ils indiquent la direction dans laquelle les contraintes de flexion deviennent plus petites. (Le bras de levier au bout duquel la force agit en flexion et ainsi la sollicitation en flexion diminuent progressivement vers le bas) (fig. 15).

4. La distance entre la ligne d'action de la compression et l'axe de la barre incurvée (fig. 16 et 17) augmente des extrémités de celle-ci vers le sommet de l'incurvation où elle atteint son maximum. Par conséquent, les contraintes de flexion sont maximales au niveau du sommet de l'incurvation où n'agit aucune force transversale. Elles diminuent progressivement vers les deux extrémités de la barre. Les pointes des ogives dues à l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont dirigées en sens opposés, c.-à-d. vers les extrémités de la barre, aussi bien dans la moitié supérieure que dans la moitié inférieure de celle-ci.

5. Le flux de contraintes dans une barre incurvée est particulièrement intéressant. En effet, la sollicitation du squelette du membre inférieur dont le genou est ankylosé en flexion peut en première approximation être comparée à celle d'une barre incurvée. Cette dernière peut être sollicitée en flexion de façons diamétralement opposées, par une force agissant longitudinalement, suivant que la ligne d'action de la force se trouve du côté concave ou du côté convexe. Les trajectoires furent déterminées par des expériences de photo-élasticité pour ces deux modes de sollicitation en flexion. Le résultat en est donné aux fig. 18 et 19.

Si la force de compression agit du côté concave de la barre (fig. 18), la sollicitation en flexion (force × bras de levier) et ainsi la grandeur des contraintes de flexion augmentent à partir des deux extrémités de la barre vers le sommet de l'incurvation puisque le bras de levier de la force (distance entre la

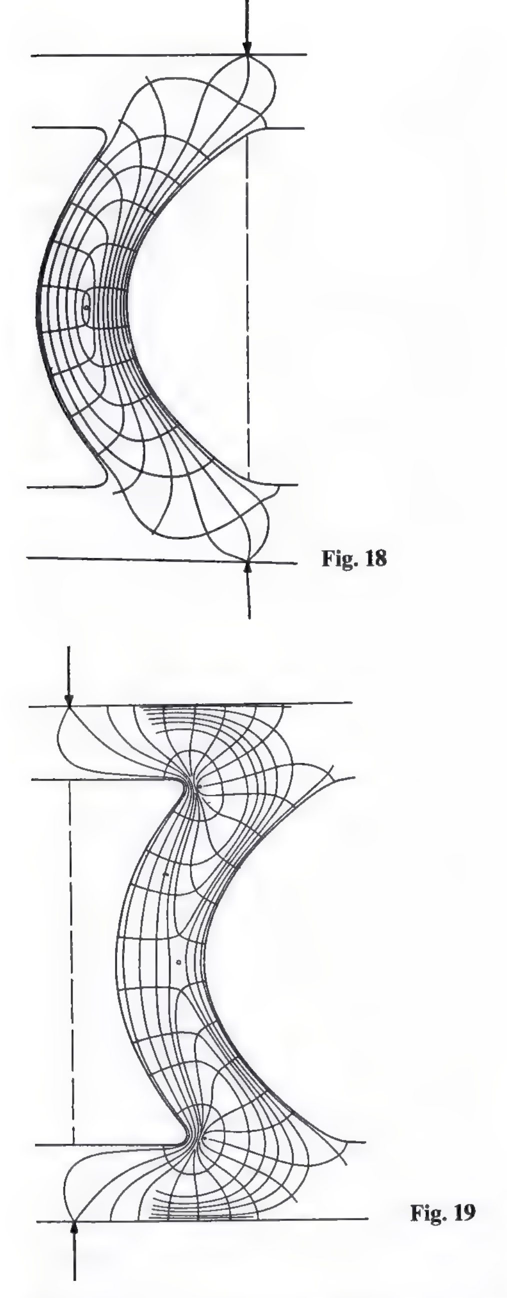


Fig. 18 et 19. Trajectoires obtenues dans une barre photo-élastique incurvée : fig. 18 pour le cas où la force agit du côté concave de la barre (au sommet de l'incurvation se trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un maximum des contraintes de flexion); fig. 19 pour le cas où la force agit du côté convexe de la barre (au sommet de l'incurvation se trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un minimum des contraintes de flexion)

ligne d'action de la force et l'axe de la barre) s'allonge de plus en plus entre les extrémités de la barre et le sommet de l'incurvation. Au sommet de l'incurvation se trouve le *maximum des contraintes de flexion,* caractérisé par une image trajectorielle qu'on ne peut méconnaître. Cette image présente les propriétés suivantes : au niveau du sommet de l'incurvation se trouve un point singulier appelé attractif, contourné par les trajectoires des deux côtés opposés (côté comprimé et côté tendu). Les pointes des ogives formées par l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont dirigées vers les extrémités de la barre, c.-à-d. vers où les contraintes de flexion deviennent plus petites.

Inversement, si la force de compression agit du côté convexe de la barre (fig. 19), la sollicitation en flexion est maximale aux deux extrémités de celle-ci et diminue progressivement vers le sommet de l'incurvation parce que le bras de levier au bout duquel la force agit en flexion devient de plus en plus court entre les extrémités de la barre et le sommet de l'incurvation. Par conséquent, pour ce type de sollicitation en flexion, c'est *le minimum des contraintes de flexion* qui se trouve au sommet de l'incurvation. L'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion présente aussi des marques tout à fait caractéristiques. Un point singulier appelé répulsif se trouve à hauteur du sommet de l'incurvation. Toutes les trajectoires l'évitent. Les pointes des ogives dues à l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont toujours dirigées vers le sommet de l'incurvation, c.-à-d. de nouveau dans la direction dans laquelle les contraintes de flexion deviennent plus petites.

Les deux expériences l'indiquent, un maximum et un minimum des contraintes de flexion présentent deux images trajectorielles fondamentalement différentes et bien reconnaissables. La première de ces images démontre que la grandeur des contraintes de flexion augmente, la seconde qu'elle diminue des deux extrémités de la barre vers le sommet de l'incurvation.

La relation décrite entre l'image des trajectoires et le mode de sollicitation suppose que la barre incurvée ait le même diamètre sur toute sa hauteur. Ce n'est qu'à cette condition que la grandeur des contraintes de flexion est proportionnelle au moment de

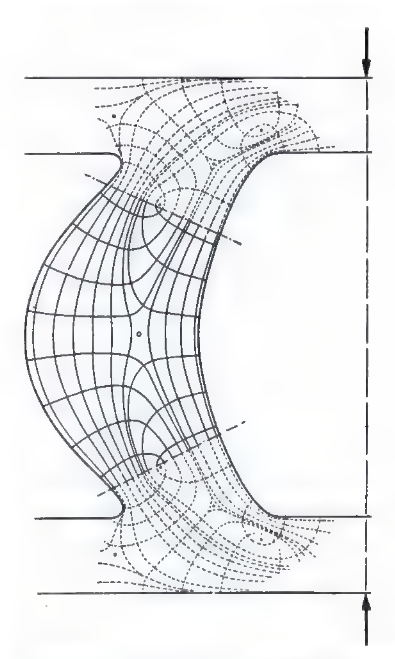


Fig. 20. A cause du renflement conique du sommet de la barre incurvée, on y trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un minimum des contraintes de flexion

flexion (force × bras de levier). Si la barre présente un renflement conique dans la région du sommet de l'incurvation (fig. 20), les contraintes de flexion peuvent être plus fortement réduites par l'agrandissement progressif de la coupe à cet endroit, qu'elles n'y sont augmentées par l'accroissement du moment de flexion. C'est pourquoi, à cause d'un renflement conique, le minimum des contraintes de flexion peut se trouver au sommet de l'incurvation au lieu du maximum qu'on y trouverait dans une barre ayant la même largeur partout et sollicitée en flexion de la même façon.

Le squelette du membre dont le genou est ankylosé présente un renflement conique (double cône) au sommet de l'incurvation. Il faut donc d'abord expliquer l'effet d'un tel renflement sur le flux de contraintes. Cet effet dépend de la situation de la ligne d'action de la force par rapport au sommet du cône. Le résultat de l'expérience photo-élastique représenté aux figures 21 et 22 le montre.

Si la ligne d'action de la force croise la barre en dessous du sommet du cône, comme à la fig. 21 (bras de levier court), l'élargisse-

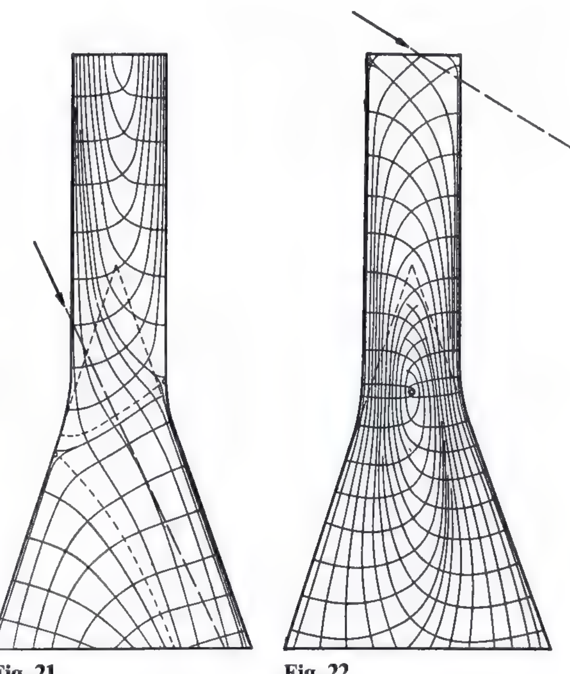


Fig. 21 et 22. Effet d'un élargissement conique sur les trajectoires, déterminé par une expérience de photo-élasticité.

Fig. 21. Si la ligne d'action de la force croise la barre en dessous du sommet du cône, les ogives formées par l'entrecroisement des arcs trajectoriels, dans la partie conique de la barre, dirigent leurs pointes vers le haut. Le maximum des contraintes de flexion se trouve à l'extrémité inférieure de la barre.

Fig. 22. Si la ligne d'action de la force croise la barre au-dessus du sommet du cône, les pointes des ogives formées par l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont dirigées vers le bas dans la partie conique de la barre. Le minimum des contraintes de flexion se trouve à l'extrémité inférieure de la barre

ment conique n'exerce pas d'effet essentiel sur le flux des contraintes. A l'extrémité inférieure de la barre s'observe l'image trajectorielle caractéristique d'un maximum des contraintes de flexion, comme dans une barre non élargie. Dans la partie conique de la barre, les pointes des ogives dues à l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont dirigées vers le haut, c.-à-d. vers où les contraintes de flexion deviennent plus petites.

Si, par contre, la ligne d'action de la force croise la barre au-dessus du sommet du cône, comme à la fig. 22 (bras de levier long), à cause de l'élargissement conique, les contraintes de flexion deviennent plus petites vers le bas. Le minimum des contraintes de flexion se trouve maintenant à l'extrémité inférieure de la barre, bien que le bras de levier de la force, c.-à-d. le moment de flexion, s'accroisse vers le bas. Dans la partie conique de la barre, les pointes des ogives dues à l'entrecroisement des arcs trajectoriels sont dirigées vers le bas, c.-à-d. dans la direction dans laquelle la grandeur des contraintes de flexion diminue.

Si l'on se reporte au squelette du membre dont le genou est ankylosé en flexion, la recherche montre que le renflement conique au sommet de l'incurvation peut exercer un effet décisif sur le flux des contraintes.

Après ce court survol des bases théoriques, on va maintenant démontrer en détail que l'analyse de Roux est erronée pour les trois structures et que l'assertion de Wyss ne peut être utilisée comme preuve de ce que le tissu spongieux de l'ankylose du genou est construit trajectoriellement *pour sa sollicitation.*

Vérification critique de l'analyse de Roux

Si l'on compare les structures I et III (fig. 5 et 7) avec les images trajectorielles des deux barres fig. 18 et 19, on voit que la structure I matérialise l'image trajectorielle pour un *maximum,* la structure III celle pour *un minimum* des contraintes de flexion. Les deux structures matérialisent donc des images trajectorielles appartenant à des sollicitations en flexion diamétralement opposées. D'après l'image trajectorielle matérialisée par la structure I, la grandeur des contraintes de flexion doit augmenter vers le sommet de l'incurvation alors que pour la structure III elle doit diminuer vers le sommet de l'incurvation. Mais les deux structures I et III appartiennent à la même ankylose et sont sollicitées en flexion par le poids du corps de la même façon, c.-à-d. comme la barre fig. 18. On ne comprend donc pas qu'elles matérialisent des images trajectorielles qui appartiennent à des sollicitations en flexion diamétralement opposées. Cette contradiction ne fut mentionnée nulle part jusqu'à présent et n'est expliquée ni par l'analyse de Roux ni par l'affirmation de Wyss.

D'autre part, la vérification de l'analyse que Roux fit de chaque structure fait apparaître les inexactitudes suivantes. Roux croit avoir démontré la structure trajectorielle de la structure I par deux expériences sur modèles (fig. 8 et 9) parce que, dans les deux modèles, apparaît essentiellement la même image trajectorielle caractéristique d'un *maximum* des contraintes de flexion, matérialisée dans la structure I. Pour sa première expérience, Roux choisit le modèle d'une barre incurvée ayant partout le même diamètre (fig. 8) alors que la structure I (fig. 5) présente un renflement conique au sommet de l'incurvation. Celui-ci peut influencer de façon décisive le flux de contraintes, comme nous l'avons expliqué. Pour cette expérience, Roux aurait dû utiliser le modèle d'une barre s'élargissant de façon conique au sommet de l'incurvation. Mais alors serait apparue l'image trajectorielle caractéristique d'un *minimum* des contraintes de flexion, comme le démontrent les trajectoires obtenues par une expérience de photo-élasticité, dans une barre se renflant en cône (fig. 20). La structure I n'a rien de commun avec cette image trajectorielle. De même l'image trajectorielle obtenue dans le second modèle de Roux (fig. 9) ne devrait pas être utilisée comme point de comparaison, bien que la forme du modèle imite la préparation anatomique et présente un élargissement conique. Pour cette expérience, Roux a donné à la force un bras de levier trop court. L'image cinématographique de la marche (fig. 26) le montre. Lors de la marche avec un genou ankylosé à angle droit, la ligne d'action du poids du corps se trouve loin derrière le genou. Ainsi le bras de levier au bout duquel le poids du corps agit sur l'ankylose est proportionnellement beaucoup plus long que celui de la force dans le modèle de Roux. Or la longueur

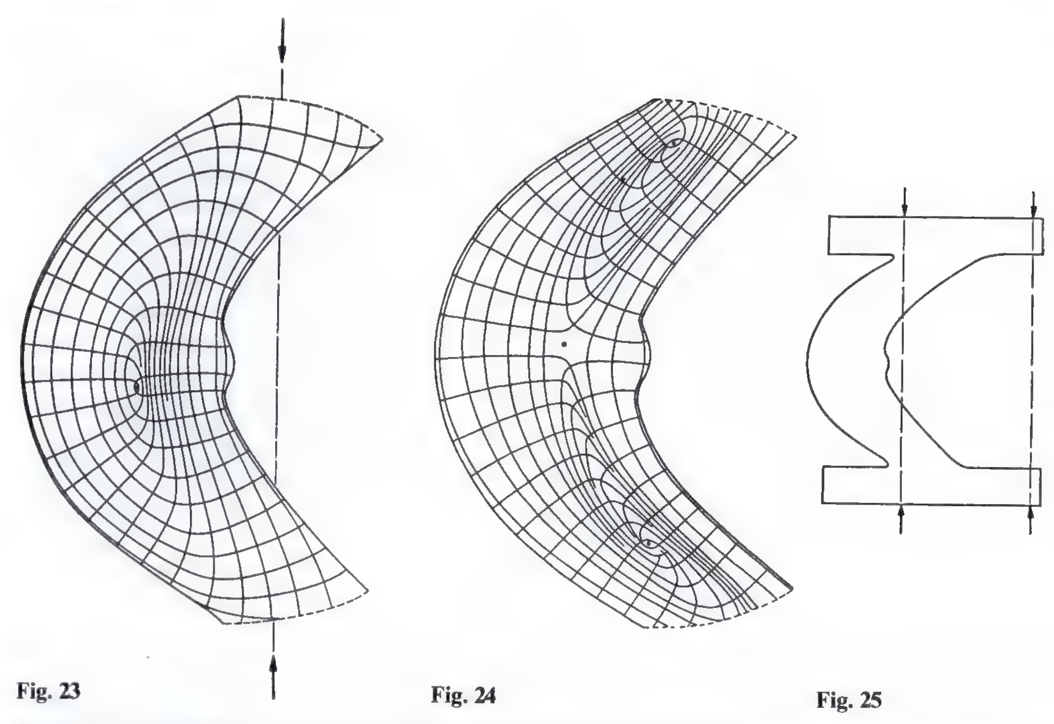


Fig. 23–25. Trajectoires dans un modèle de la structure I, déterminées par une expérience de photo-élasticité.
Fig. 23. Avec le bras de levier trop court, choisi par Roux (au sommet de l'incurvation se trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un maximum des contraintes de flexion). Fig. 24. Avec un long bras de levier correspondant à la réalité (au sommet de l'incurvation se trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un minimum des contraintes de flexion). Fig. 25. Situation de la force pour les expériences fig. 23 et 24

du bras de levier exerce un effet décisif sur le flux des contraintes lors de la sollicitation en flexion d'une barre s'élargissant en cône. Les deux images trajectorielles obtenues dans des modèles photo-élastiques fig. 23 et 24 le démontrent. Pour cette expérience, on utilisa un modèle dont le contour extérieur imitait exactement celui de la structure I. La distance de la ligne d'action de la force au sommet de l'incurvation est indiquée, pour les deux expériences, dans le dessin fig. 25.

Dans la première expérience (fig. 23), la force agissait au bout d'un bras de levier court. L'image trajectorielle caractéristique d'un *maximum* des contraintes de flexion apparut. Dans la deuxième expérience (fig. 24), la force agissait au bout d'un long bras de levier correspondant à la réalité. Dans ce cas, l'image trajectorielle montra toutes les propriétés caractéristiques d'un *minimum* des

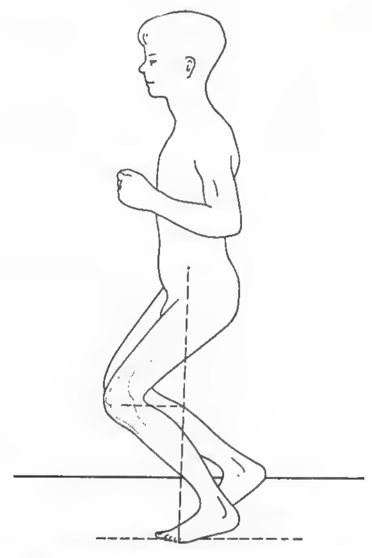


Fig. 26. Image cinématographique de la marche avec une ankylose du genou à angle droit

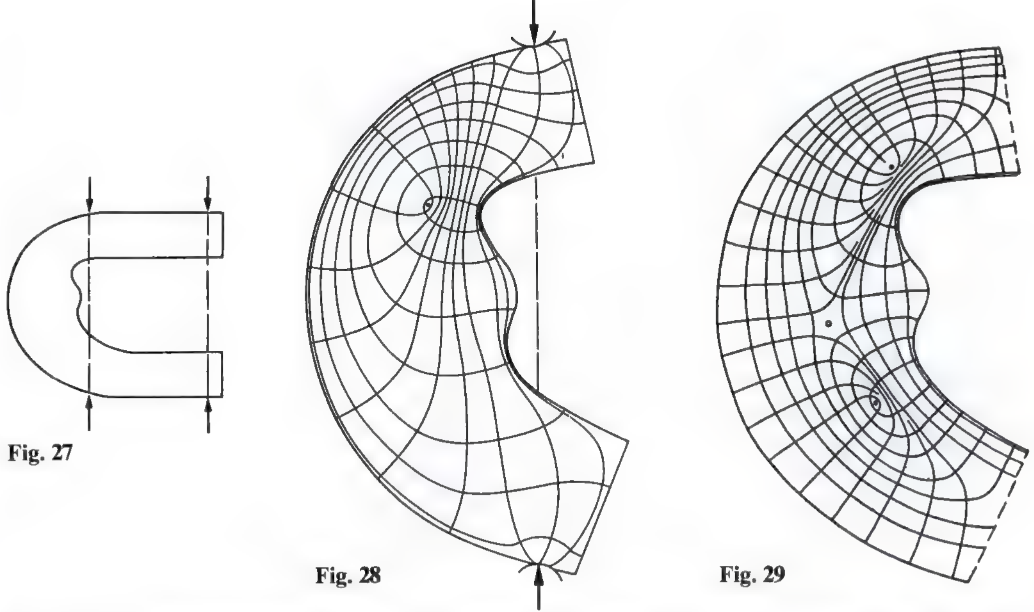


Fig. 27–29. Trajectoires dans le modèle de Roux pour la structure I, déterminées par une expérience de photo-élasticité. Fig. 28. Avec le bras de levier trop court choisi par Roux, on trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un maximum des contraintes de flexion. Fig. 29. Avec un long bras de levier correspondant à la réalité, on trouve l'image trajectorielle caractéristique d'un minimum des contraintes de flexion au sommet de l'incurvation du modèle de Roux. Fig. 27. Situation de la force pour les expériences fig. 28 et 29

contraintes de flexion. La même image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion serait aussi apparue dans le modèle utilisé par Roux pour sa seconde expérience s'il avait choisi un bras de levier assez long, bien que son modèle présentât certaines déviations voulues du contour extérieur par rapport à la structure I. Ceci ressort des figures 27 à 29. Celles-ci représentent l'image trajectorielle obtenue par l'expérience de photo-élasticité dans le modèle de Roux, d'abord avec le bras de levier trop court choisi par ce dernier (fig. 28) et ensuite en utilisant un bras de levier correspondant à la réalité (fig. 29).

Les deux modèles de Roux, représentant la structure I, auraient donc donné l'image trajectorielle typique d'un *minimum* des con-

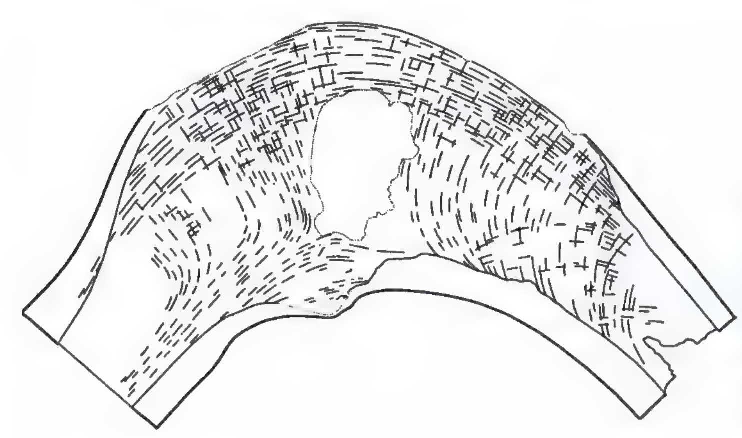


Fig. 30. Dessin personnel de l'architecture spongieuse d'après la préparation de la structure II montrant, à des endroits importants, un trajet des faisceaux trabéculaires différant essentiellement du dessin semi-schématique de Roux pour la structure II

traintes de flexion si le mode expérimental avait été judicieusement choisi, alors que la préparation anatomique matérialise l'image trajectorielle diamétralement opposée, celle d'un *maximum* des contraintes de flexion.

L'analyse de la structure II (fig. 6) devait mener à une conclusion erronée. En effet, Roux utilisa un modèle qui, à cause des propriétés différentes du matériau et de la coupe osseuse, n'aurait pu expliquer le flux des contraintes dans la préparation anatomique, même si le dessin schématique que Roux traça de cette structure en avait correctement reproduit les particularités. Mais ce qui entraîna la conclusion erronée fut que Roux, dans son dessin fortement schématique, ne représenta pas correctement la particularité essentielle de l'architecture spongieuse de la structure II.

D'abord en ce qui concerne le modèle fig. 10, Roux tenta d'imiter la particularité mécanique de cette coupe osseuse en tendant une petite plaque de caoutchouc entre deux fourches de bois. Mais, dans un corps de caoutchouc aussi court, le flux des contraintes est complètement différent de ce qu'il est dans une construction en forme de barre à laquelle correspond la préparation anatomique. En effet, dans la courte pièce de caoutchouc, les contraintes sont transmises immédiatement de l'endroit où la force est appliquée vers celui où elle est reprise. La concordance des trajectoires provoquées dans le modèle avec les lignes qu'a dessinées Roux pour cette structure (fig. 6) est purement accidentelle. Elle est provoquée par les propriétés particulières du modèle. D'ailleurs, l'image trajectorielle dans celui-ci ne correspond pas partout aux exigences requises d'une image trajectorielle car le système d'arcs inférieur ne se jette pas perpendiculairement sur la ligne *F*. Mais il est très important de remarquer que le dessin que traça Roux de la structure II ne rend pas correctement les particularités de l'architecture spongieuse dans cette coupe. Ceci provient de ce que le dessin de Roux fut combiné à partir de trois coupes très voisines. Une particularité essentielle du trajet des faisceaux de travées y passa inaperçue. C'est pourquoi j'ai dessiné à nouveau cette structure d'après un agrandissement photographique de la coupe. Mon dessin donne un réseau fondamentalement différent (fig. 30). Du fait de la formation de lamelles et de la torsion du plan de flexion par rapport au plan de coupe sagittale, torsion provoquée par le gros défect du côté latéral de la préparation anatomique, l'architecture spongieuse est difficile à définir. Il apparaît cependant évident que les faisceaux de lamelles du troisième système de Roux ne se dirigent pas en droite ligne du bombement de la corticale du côté concave vers la corticale du côté convexe, comme le montre le dessin de Roux, fig. 6. Ils s'incurvent en réalité en forme d'arcs et se fondent dans la corticale du côté concave. Aussi bien dans la partie tibiale que dans la partie fémorale du tissu spongieux, les arcs trabéculaires présentent leur convexité au défect qu'ils évitent. Le réseau des faisceaux spongieux présente donc toutes les particularités caractérisant l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion. Le trajet plus allongé des arcs spongieux doit être attribué à l'action simultanée de la compression transversale qui se surajoute au flux de contraintes dû à la flexion et qui est provoquée par la tendance au rapprochement de la corticale du côté concave de celle du côté convexe. Aussi bien le réseau que la situation du défect dans la spongieuse situent le point singulier répulsif dans la partie inférieure du défect. Celui-ci s'explique par le fait qu'au voisinage du point singulier, les contraintes et les déformations élastiques sont très petites et, par conséquent, le tissu spongieux doit y être très mince, de sorte que, lors du découpage de la préparation, il disparaît en grande partie.

Le dessin de la structure II que traça Roux serait l'image trajectorielle typique pour une grandeur constante des contraintes de flexion au sommet de l'incurvation. En réalité, la structure II correspond à l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion (comparer fig. 24, 20 et 19), caractéristique d'une diminution de celles-ci vers le sommet de l'incurvation. Elle est aussi théoriquement prévisible car la structure II présente le même renflement conique vers le sommet de l'incurvation que la structure I. L'image trajectorielle obtenue dans le modèle de Roux (fig. 10) n'a essentiellement rien de commun avec celle que matérialise la structure II (fig. 30). Ainsi Roux n'a pas non plus démontré que la structure II était trajectorielle.

La structure III dont, les particularités caractéristiques sont correctement rendues

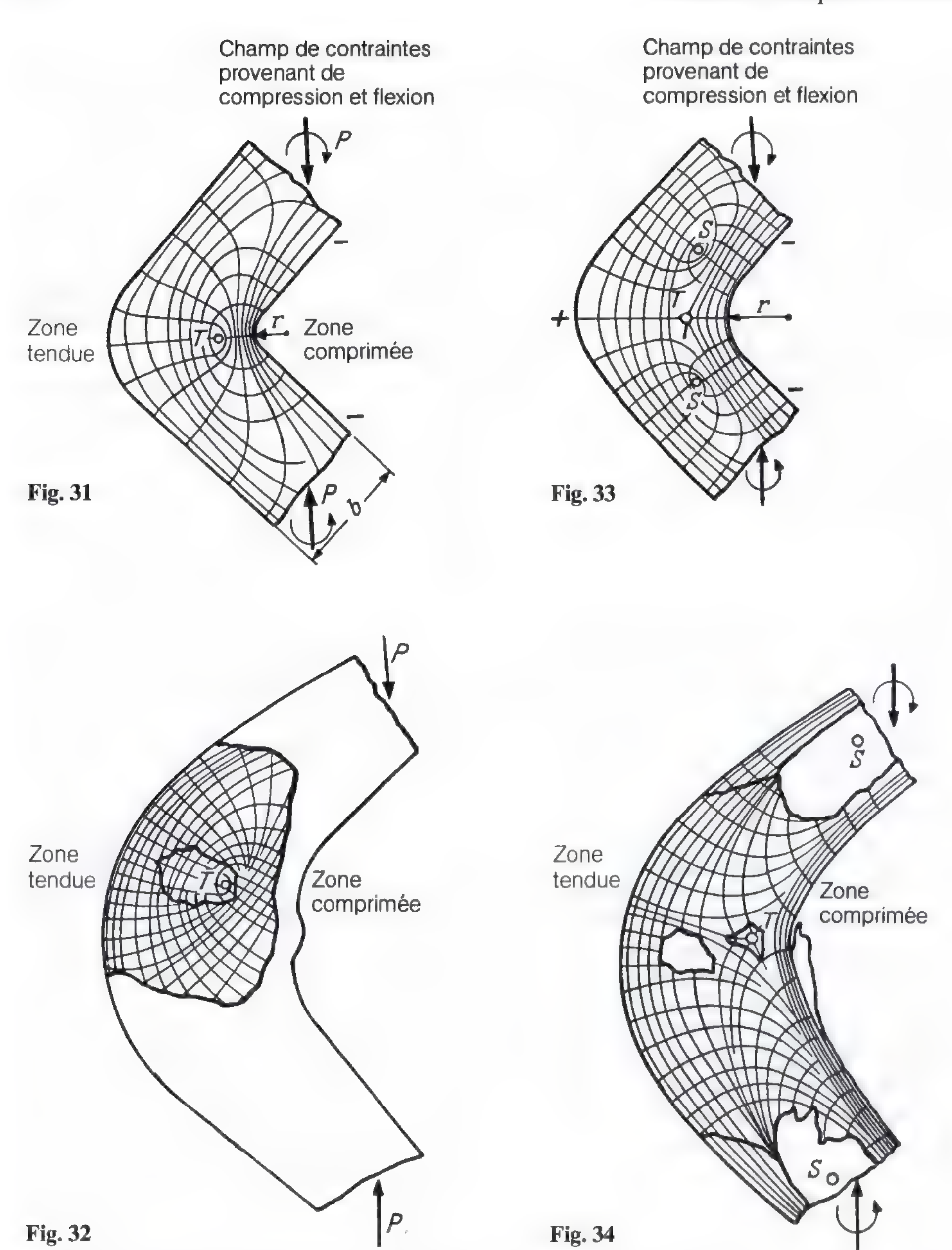


Fig. 31–34. Dessins repris du travail de Wyss. Fig. 31. Champ de forces provenant de compression et flexion dans le coin aigu d'une équerre (image trajectorielle d'un maximum des contraintes de flexion). Fig. 32 et 34. Structures I et III d'après Roux. Fig. 33. Champ de forces provenant de compression et flexion dans le coin arrondi d'une équerre (image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion)

dans le dessin fig. 7 de ROUX, correspond à l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion. ROUX n'a pas pu démontrer de façon convaincante son architecture trajectorielle. Il a bien remarqué que le défect de la corticale au côté concave doit avoir un effet sur le flux des contraintes du fait que les contraintes de compression dues à la flexion ne peuvent y être reprises et doivent être transmises à la corticale du côté convexe par des faisceaux trabéculaires adéquats. D'après ROUX, ces faisceaux de trabécules doivent empêcher le déplacement des extrémités libres de la corticale l'une vers l'autre et vers la corticale du côté convexe. Mais ils ne pourraient remplir ce rôle que s'ils se trouvaient dans la direction de la résultante des deux déplacements. Les faisceaux trabéculaires devraient aller de l'extrémité libre de la corticale du tibia vers la corticale du fémur du côté convexe et de l'extrémité libre de la corticale du fémur vers la corticale du tibia du côté convexe. S'ils suivaient ce trajet que ROUX lui-même préconise, les faisceaux de trabécules devraient s'entrecroiser et contourner le défect de la façon caractérisant l'image trajectorielle d'un *maximum* des contraintes de flexion. Mais la structure III matérialise l'image trajectorielle typique d'un *minimum* des contraintes de flexion car les arcs du tissu spongieux comprimé partant des extrémités libres de la corticale évitent le défect du tissu spongieux (point singulier). C'est pourquoi l'explication que donne ROUX de l'architecture trajectorielle de la structure III est elle aussi erronée.

Il reste à expliquer pourquoi l'affirmation de WYSS ne prouve pas que les structures I et III sont construites trajectoriellement pour leur sollicitation.

WYSS a comparé les structures I et III aux images trajectorielles qui se produisent au coin plus ou moins arrondi d'une équerre. Celle-ci est sollicitée en compression et en flexion, comme le genou ankylosé. WYSS put montrer que la structure I (fig. 32) correspond pour tous ses points essentiels à l'image trajectorielle qui apparaît dans le coin aigu (fig. 31) et que la structure III (fig. 34) correspond à celle de l'équerre à coin fortement arrondi (fig. 33). Ceci démontre que les réseaux matérialisés par les structures I et III constituent des images trajectorielles. En particulier, la structure I matérialise l'image trajectorielle d'un maximum des contraintes de flexion, la structure III celle d'un minimum.

Les images trajectorielles diamétralement opposées des coins de l'équerre sont provoquées par les contours différents de ces coins et spécialement par une différence des rapports entre la largeur et le rayon de courbure de l'équerre. Si leur concordance avec les structures I et III devait démontrer que celles-ci sont construites trajectoriellement *pour leur sollicitation,* les trajectoires que matérialisent les structures I et III devraient aussi être causées par des contours extérieurs différents, comme il en est pour les coins de l'équerre. Mais ce n'est absolument pas le cas. Les trajectoires obtenues dans les modèles photo-élastiques de ces deux structures (fig. 35 b et 36 b) le démontrent [3]. Mis en charge, le modèle de la structure I (fig. 35) présente l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion alors que la préparation anatomique (fig. 32) matérialise celle d'un maximum des contraintes de flexion. La même mise en charge produit dans le modèle de la structure III (fig. 36) l'image trajectorielle d'un maximum des contraintes de flexion, alors que l'architecture spongieuse de la préparation (fig. 34) correspond à celle d'un minimum des contraintes de flexion.

Les deux structures I et III matérialisent des images trajectorielles diamétralement opposées à celles que produirait leur contour extérieur et qui furent déterminées par l'expérience photo-élastique dans les modèles correspondants. Leur concordance avec les images trajectorielles des coins de l'équerre, conditionnées par la forme extérieure, ne peut donc être retenue comme preuve de ce qu'elles sont construites trajectoriellement pour la sollicitation de l'ankylose. La comparaison avec les coins de l'équerre prouverait au contraire qu'elles ne sont pas construites trajectoriellement. En effet, comme le coin fortement arrondi de l'équerre, la structure I présente un élargissement conique au sommet de l'incurvation. Son l'image trajectorielle devrait théorique-

[3] Dans les deux modèles, le bras de levier au bout duquel la force de compression agit au sommet de l'incurvation a la même longueur, correspondant à la réalité (fig. 35 a et 36 a).

ment correspondre à un minimum des contraintes de flexion. La structure III, elle, doit matérialiser l'image trajectorielle d'un maximum comme dans l'équerre à coin aigu puisque, aussi bien dans le modèle de Wyss que dans la préparation anatomique, il n'y a pas d'élargissement conique au sommet de l'incurvation. Dans la structure III, l'élargissement conique ne se trouve que dans la partie tibiale de l'ankylose et forme une saillie débordant le contour. Le flux des contraintes longe la base de la saillie de sorte que celle-ci n'entraîne aucune diminution des contraintes de flexion dans la zone où elle se trouve [4].

Comme le montre cette vérification, la preuve de la structure trajectorielle des différentes structures n'a pas encore été faite. Si Roux avait correctement choisi la méthode expérimentale pour son analyse et s'il avait aussi réalisé un modèle pour la structure III, il serait immédiatement apparu que l'ankylose du genou n'est pas construite trajectoriellement, contrairement à ce qu'il cherchait à démontrer.

Mais ceci est en contradiction avec les résultats d'une grande série d'analyses de structures que j'ai effectuées à l'aide d'expériences photo-élastiques, sur du tissu spongieux remodelé, en différents endroits du squelette. Toutes ces analyses sans exception ont montré, sans aucun doute possible, que lorsque la forme et la sollicitation avaient changé, les faisceaux spongieux s'étaient toujours orientés dans la direction des nouvelles trajectoires. Par ailleurs, le principe de construction de l'os doit forcément conduire à une réorientation des faisceaux principaux de tissu spongieux dans la direction des trajectoires provoquées par la modification de la sollicitation (Pauwels).

Les expériences photo-élastiques effectuées pour vérifier l'analyse de Roux devaient aussi donner un résultat valable. L'explication des discordances doit finalement être cherchée dans le fait que Roux, pour son travail, a choisi un objet extrêmement défavorable. En effet, le défect cortical dans la structure III entraîne dans l'espace un flux de contraintes extrêmement compliqué dont un modèle plan ne peut faire saisir les particularités. Roux a pressenti que le défect de la corticale dans la structure III exerce une influence certaine sur le flux de contraintes. Il croit cependant que l'interruption de la corticale n'entraîne qu'une petite perturbation de la structure I, consistant en ce que les faisceaux de trabécules partant de la corticale du côté convexe du tibia, au lieu de contourner le défect cortical, se jettent dans la corticale du côté concave du fémur. En réalité, l'effet du défect de la corticale sur le flux de contraintes est beaucoup plus important. Il doit entraîner dans les structures I et III des images trajectorielles diamétralement opposées à celles que l'on obtient dans les modèles de ces structures. Le raisonnement suivant le montre.

Le défect de la corticale dans la structure III fait que la flexion transmise aux extrémités osseuses ne peut pas être complètement reprise par cette structure. Par conséquent, la grandeur des contraintes de flexion doit y diminuer à partir des extrémités osseuses vers le défect de la corticale. Ainsi la structure III doit matérialiser l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion, comme c'est d'ailleurs le cas. La portion de sollicitation en flexion qui ne peut pas être reprise par la structure III doit être transmise tout d'abord à la corticale médiale et au tissu spongieux sous-jacent (structure I) et, pour une moindre part, aussi au tissu spongieux de la structure II. Les contraintes de flexion dans la structure I sont plus fortement augmentées au sommet de l'incurvation par les contraintes transmises de la structure III qu'elles ne sont diminuées par le renflement conique. Par conséquent, les contraintes de flexion résultantes doivent s'accroître des extrémités osseuses vers le sommet de l'incurvation où se trouve ainsi leur maximum. C'est donc aux contraintes transmises qu'il faut attribuer le fait que la structure I matérialise l'image trajectorielle d'un maximum des contraintes de flexion, contrairement au résultat de l'expérience photo-élastique (fig. 35 b). Celle-ci donnait l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion, correspondant au contour.

---

[4] De même la saillie formée par le grand trochanter à l'extrémité supérieure du fémur n'entraîne aucune diminution de la grandeur des contraintes dans le col fémoral et n'augmente pas la résistance dans cette zone parce que le flux des contraintes longe sa base, comme Baumann a pu le démontrer (dissertation inaugurale, Francfort 1951).

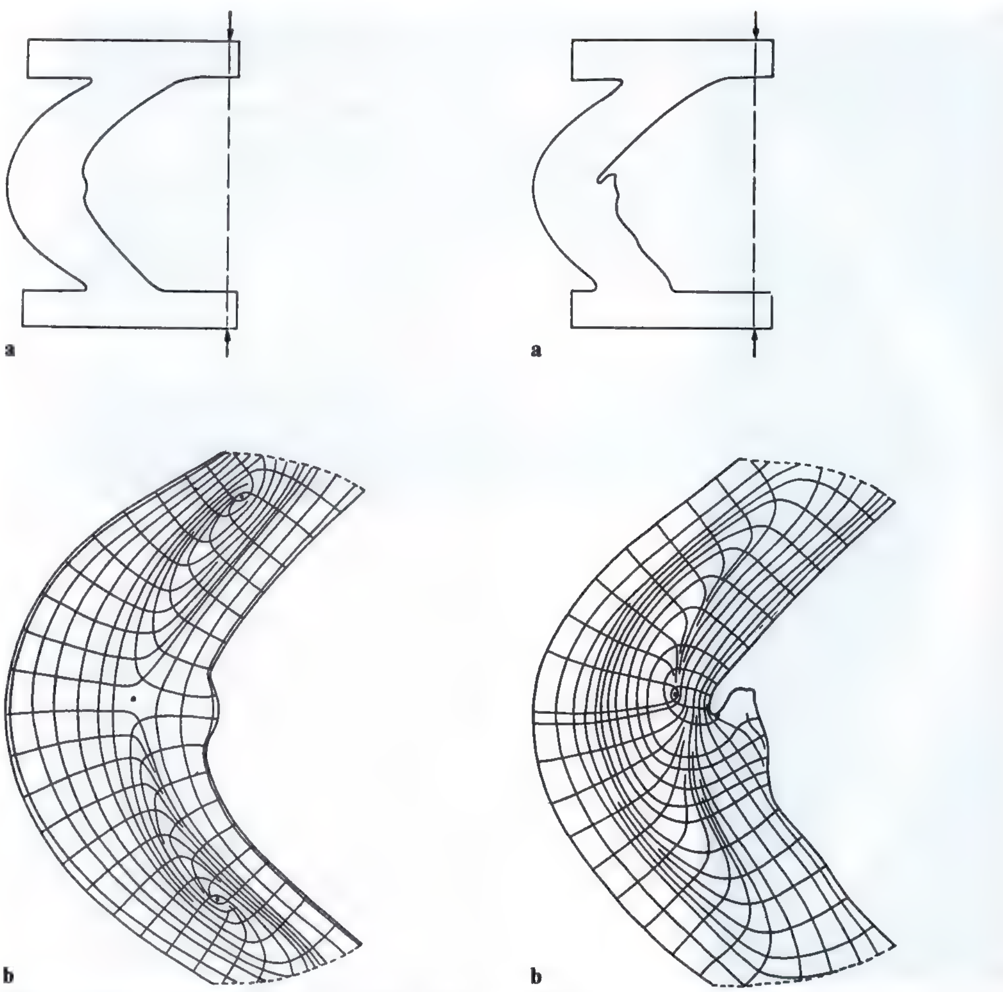


Fig. 35 a et b. Trajectoires dans un modèle photo-élastique de la structure I

Fig. 36 a et b. Image trajectorielle dans un modèle photo-élastique de la structure III

La structure II présente le même contour que la structure I. Du fait du renflement conique, elle doit matérialiser l'image des trajectoires caractérisant un minimum des contraintes de flexion. D'après mon dessin de cette structure (fig. 30), c'est le cas. Mais une petite partie des contraintes de flexion non reprises par la structure III est aussi transmise à la structure II. D'autre part, du fait de la forte flexion et de l'endroit affaibli au sommet de l'incurvation de la corticale, du côté concave, une compression transversale pure se produit aussi à ce niveau. L'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion, matérialisée par la structure II, doit donc théoriquement présenter une déviation typique due à l'addition de ces deux types de contraintes. Ceci s'exprime par le fait que la structure II ne matérialise pas l'image trajectorielle d'un minimum des contraintes de flexion de façon pure, comme la structure III. Les arcs spongieux y sont considérablement plus allongés, en partie droits. Mon dessin semi-schématique de cette structure le montre.

Le raisonnement précédent permet de conclure que l'ankylose de Roux est construite trajectoriellement pour sa sollicitation, comme il fallait s'y attendre. En même temps, il explique pourquoi les analyses pré-



Fig. 37 a. Préparation anatomique de l'ankylose du genou décrite, provenant de l'Institut d'Anatomie de Würzburg

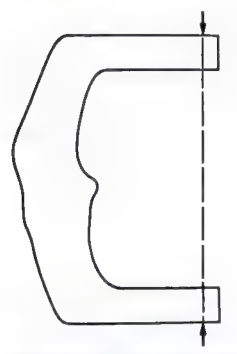


Fig. 37 b. Situation et direction de la force pour la détermination des trajectoires dans un modèle photo-élastique de la préparation fig. 37 a

cédentes, effectuées sur des modèles des différentes structures, devaient conduire à un résultat erroné. L'effet du défect de la corticale dans la structure III sur la distribution quantitative des contraintes dans les différentes structures ne pouvait pas être mis en évidence dans des modèles plans de celles-ci.

Mais si le raisonnement fournit une explication, je ne voudrais cependant pas le proposer comme une preuve de la théorie de WOLFF concernant l'adaptation de l'architecture spongieuse à une modification de la sollicitation. En effet, tout raisonnement qui n'est pas soutenu par des recherches expérimentales contient en soi un certain facteur d'insécurité et ne possède pas force de preuve. C'est pourquoi je vais terminer en reprenant brièvement l'analyse de la structure d'une ankylose analogue du genou. Son résultat est convaincant et, avec les résultats d'une grande série d'analyses de la structure du tissu spongieux transformé à d'autres endroits du squelette, que j'ai effectuées, il peut être avancé comme une preuve définitive de la théorie de WOLFF. La préparation se trouve à l'institut anatomique de Würzburg.

Il s'agit d'une ankylose d'un genou droit où le fémur et le tibia sont unis par un pont osseux et forment entre eux un angle d'environ 120° (fig. 37 a). Contrairement à l'ankylose de ROUX, la préparation anatomique ne présente pas de défect de la corticale, de sorte que le flux des contraintes est relativement simple et peut être déterminé dans un modèle photo-élastique plan.

La préparation fut divisée en deux par un trait de scie sagittal. Le schéma fig. 39 montre l'architecture spongieuse qui apparaît de façon particulièrement claire sur la surface de coupe de la moitié médiale (fig. 38) et dont tous les détails sont reconnaissables. On y distingue sans aucun doute les quatre systèmes suivants de faisceaux trabéculaires. Le premier se trouve le long de la corticale du côté convexe, feuilletée longitudinalement. Il relie le fémur au tibia par des arcs qui s'incurvent de plus en plus fort jusqu'à un point situé au milieu de la largeur et désigné par un petit cercle. Un deuxième système analogue se trouve le long de la corticale du côté concave, feuilletée longitudinalement elle aussi. Ces arcs bombent eux aussi de plus en plus fort vers le milieu jusqu'au voisinage du point décrit. Le troisième système consiste en

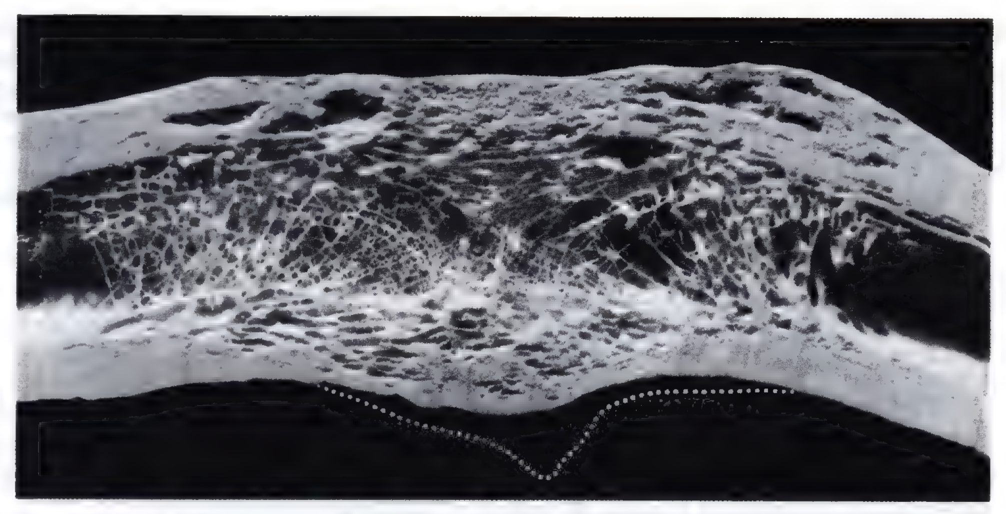


Fig. 38. Architecture du tissu spongieux dans la moitié médiale de la préparation anatomique fig. 37 a

deux groupes d'arcs se croisant à angle droit, qui partent de la corticale du fémur du côté concave et de celle du côté convexe et, croisant à angle droit le premier et le second systèmes, se rendent à la corticale du fémur du côté opposé dans laquelle ils se jettent à angle droit. Le quatrième système consiste en deux groupes d'arcs analogues du côté tibial de l'ankylose. Aussi bien au fémur qu'au tibia, la convexité des arcs est dirigée vers le point décrit, de sorte que les quatre systèmes d'arcs évitent ce point. Celui-ci peut donc être désigné comme point singulier répulsif.

L'architecture spongieuse de cette ankylose du genou est trajectorielle pour sa sollicitation. Pour en faciliter la compréhension, il faut brièvement rappeler quelle image trajectorielle l'ankylose du genou en flexion doit théoriquement entraîner.

Du point de vue statique, le squelette du membre inférieur d'une ankylose du genou en flexion peut être comparé à une poutre arquée sollicitée par une force de compression agissant suivant la corde de l'arc. La poutre présente un élargissement conique au sommet de l'incurvation et la force de compression agit au bout d'un bras de levier relativement long. Ces particularités sont importantes. Dans une poutre de cette forme et subissant cette sollicitation, la grandeur des contraintes de flexion diminue des deux extrémités vers le sommet de l'incurvation. Au niveau de celle-ci se produit l'image trajectorielle caractéristique d'un minimum des contraintes de flexion. *Le tissu spongieux d'une ankylose du genou en flexion ne présentant pas de singularités de forme doit donc matérialiser l'image trajectorielle d'un minimum des*

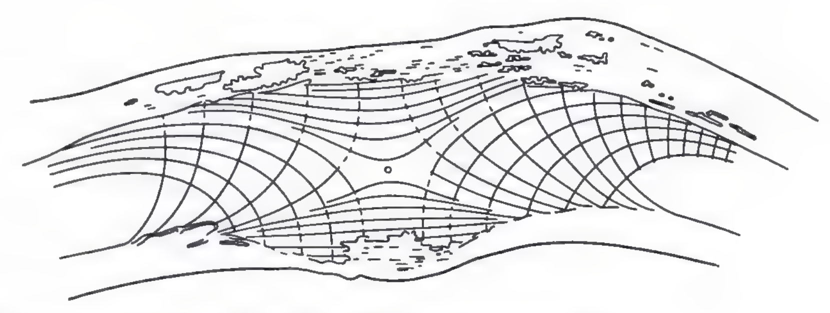


Fig. 39. Schéma de l'architecture spongieuse de la préparation anatomique fig. 38

contraintes de flexion (fig. 20) [5]. Nous l'avons démontré en détail dans la partie théorique de l'analyse. La comparaison de cette image trajectorielle avec l'architecture du tissu spongieux montre une concordance complète entre les deux réseaux, pour tous les points essentiels.

comme dans l'image trajectorielle du modèle. Les systèmes de compression et de traction continus du côté convexe et du côté concave du modèle sont matérialisés dans la préparation anatomique en partie par la structure longitudinale de la corticale, en partie par les faisceaux spongieux voisins,

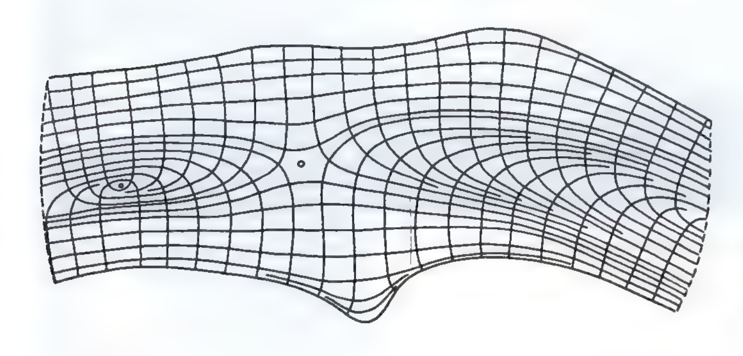


Fig. 40. Trajectoires dans un modèle photo-élastique de la préparation anatomique fig. 37a

longitudinaux et incurvés. Aussi évidente est la matérialisation des systèmes d'arcs des trajectoires de traction et de compression s'entrecroisant à angle droit. Aussi bien dans la partie tibiale que dans la partie fémorale de la préparation anatomique, ces arcs évitent le point singulier répulsif. Il en est de même des faisceaux longitudineaux de tissu spongieux. La seule différence entre les deux réseaux consiste en ce que, dans la préparation anatomique, la zone où sont matérialisées les trajectoires longitudinales de compression et de traction est concentrée au bord. Elle est plus étroite que le système trajectoriel correspondant dans le modèle, de sorte que la zone centrale où se croisent les arcs spongieux paraît plus large dans la préparation. Cette discordance, non essentielle, entre les deux images provient de la répartition différente des masses dans le modèle et dans la préparation anatomique. Le modèle consiste en une plaque de matière plastique de même épaisseur partout alors que, dans l'os, de même que dans n'importe quel objet tubulaire, il y a plus de matériau aux bords qu'au milieu.

Encore plus convaincante est la comparaison entre l'architecture du tissu spongieux et l'image trajectorielle (fig. 40) obtenue dans un modèle photo-élastique de l'ankylose (fig. 37 b). Ici la concordance entre les réseaux de lignes et la situation du point singulier répulsif est encore plus évidente. Dans la préparation (fig. 38), on reconnaît clairement la situation du point singulier marqué par le petit cercle, un peu plus près du tibia [6],

L'analyse de la structure de cette ankylose du genou montre sans aucun doute que l'architecture spongieuse constitue une matérialisation des trajectoires des contraintes se

[5] De cette image trajectorielle, on ne peut retenir que la partie centrale délimitée par deux pointillés transversaux, pour la comparer à l'architecture spongieuse de la préparation anatomique. Les images trajectorielles se trouvant au-delà de ces limites correspondent à un maximum des contraintes de flexion. Elles apparaissent aussi dans d'autres modèles photo-élastiques. Elles ne sont provoquées que par l'encastrement du modèle, trop court par rapport au squelette du membre inférieur, et ne se produisent pas dans la préparation anatomique.

[6] Pour le modèle, il fallut adopter le contour extérieur de l'ensemble de la préparation anatomique car le renflement conique, déterminant pour le flux des contraintes, se trouve en dehors de la moitié médiale de la préparation représentée.

produisant dans l'ankylose lors de la mise en charge du squelette du membre. Elle peut être retenue comme une preuve de ce que l'assertion de WOLFF est justifiée: lorsque la forme et la sollicitation changent, les faisceaux spongieux s'orientent dans la direction des nouvelles trajectoires.

Résumé

On a analysé à nouveau la préparation anatomique d'une ankylose du genou décrite par ROUX, pièce classique pour la loi du remaniement de l'os. On a démontré que l'analyse de cette ankylose effectuée par ROUX est erronée. Elle est remplacée par une nouvelle analyse s'appuyant sur des recherches photo-élastiques personnelles et sur une pièce anatomique plus favorable. La structure trajectorielle de l'architecture spongieuse est clairement démontrée.

Littérature

MEYER, H. v.: Die Architektur der Spongiosa. Arch. Anat. u. Physiol. *1867*, 615–628.

PAUWELS, FR.: Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. Sitzgs.ber. der Anat. Tagg. Bonn 1947. Ärztl. Wschr. *1948*, Nr. 23/24.

ROUX, W.: Arch. Anat. *1885*, – Ges. Abh. 1, 662–722 (1895).

TRIEPEL, H.: Die trajektoriellen Strukturen. Wiesbaden 1908. p. 179 : „WOLFF n'a jamais tenté de faire une analyse mécanique précise de son abondant matériel . . ."

WOLFF, J.: Beiträge zur Lehre von der Heilung der Frakturen. Langenbecks Arch. *14* (1872). – Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin 1892. p. 54: „ROUX a démontré la justesse de cette conception des trois types de structure par une méthode personnelle faisant apparaître mécaniquement les trajectoires".

WYSS, TH.: Die Kraftfelder in festen Körpern. Vjschr. naturforsch. Ges. Zürich *93* (1948).

10. Importance des facteurs mécaniques agissant au niveau du coude, pour la capacité de porter du membre supérieur fléchi

Sixième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 68 figures

A partir des facteurs mécaniques agissant au niveau du coude, Braune et Fischer ont étudié le moment des muscles fléchisseurs par rapport à cette articulation, dans certaines conditions restrictives. Grâce à des mesures exactes, ils en ont déterminé la variation durant le mouvement de l'avant-bras, de l'extension à la flexion complète. Leur analyse est un exemple pour l'étude de tels problèmes, aussi bien en ce qui concerne la méthode que l'interprétation mathématique des données expérimentales. Le résultat présente un grand intérêt et convient pour servir de base à des recherches ultérieures concernant l'importance fondamentale des facteurs mécaniques agissant au niveau du coude.

Mais en analysant la signification des résultats de leur recherche pour la fonction, en particulier pour la capacité de porter du membre supérieur fléchi, Braune et Fischer ont commis une erreur: ils ont basé leurs conclusions uniquement sur l'accroissement quantitatif du moment des muscles fléchisseurs et sur la réduction de la force musculaire durant le mouvement du membre. Ils ne se sont pas préoccupés d'autres facteurs qui interviennent dans la fonction parce qu'ils sont couplés avec les premiers.

C'est pourquoi nous tenterons de définir plus en détail les facteurs mécaniques en jeu au niveau du coude et décisifs pour la fonction. Nous tâcherons d'expliquer leurs relations mutuelles et avec la fonction. Sur la base des connaissances ainsi acquises, nous essayerons de répondre aux questions soulevées par Braune et Fischer.

Au départ des recherches de Braune et Fischer on trouve l'observation que les mouvements, tels qu'ils sont effectués au niveau des articulations humaines, grâce à l'action des muscles, procèdent de façon à peu près uniforme malgré la modification du moment de ceux-ci. Par exemple, l'avant-bras est fléchi par les muscles fléchisseurs du coude, de l'extension complète à une position à angle aigu, sans à-coups sensibles, bien que le levier paraisse d'abord extrêmement défavorable au mouvement de flexion et devienne ensuite de plus en plus favorable jusqu'au-delà de l'angle droit. Par contre, une traction uniforme sur un muscle fléchisseur d'une préparation anatomique, dans la direction de ce muscle, entraîne un mouvement plus inégal : la flexion est d'abord très difficile puis soudain elle s'effectue beaucoup plus facilement. De cette observation, Braune et Fischer concluent que l'uniformité du mouvement doit être conditionnée par des «dispositifs particuliers». Finalement leurs recherches avaient pour but de déterminer ces «dispositifs particuliers» qui permettent l'uniformité du mouvement malgré la modification du moment des muscles.

Pour leurs recherches, Braune et Fischer choisirent le coude de l'homme. D'une part, le coude ne se mobilise que dans un plan et, par conséquent, son mouvement s'effectue obligatoirement dans ce plan. D'autre part, les muscles fléchisseurs du coude offrent des conditions relativement simples car leurs fibres sont à peu près parallèles et leurs extrémités se terminent en un tendon d'insertion. Il est donc possible d'admettre avec une bonne approximation une résultante de l'action des différentes fibres musculaires. Sa direction correspond à la droite joignant les points d'insertion du muscle.

Lors de la recherche, les six muscles suivants furent étudiés : rond pronateur (pronator teres),

---

* Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft. Z. Anat. Entwickl. Ges. *118,* 35 – 94 (1954).

premier radial (extensor carpi radialis longus), brachial antérieur (brachialis), long et court biceps, long supinateur (brachioradialis).

Les moments de chacun d'eux furent déterminés à partir du raccourcissement progressif que subit le muscle entre l'extension complète et la flexion extrême. Cette méthode fut choisie à bon escient. Elle donne pour le coude des valeurs plus exactes que les valeurs purement mathématiques car elle est indépendante des oscillations de l'axe articulaire et n'exige pas que les muscles puissent travailler librement suivant la direction de la droite joignant leurs deux points d'insertion. Les raccourcissements furent mesurés de 5 en 5° durant toute l'amplitude de la flexion (130°) et la courbe du raccourcissement de chaque muscle fut représentée de telle sorte qu'en abscisses se trouvait le degré de flexion et en ordonnées le raccourcissement du muscle à partir de l'extension complète. Si l'on tire une tangente en n'importe quel point de la courbe du raccourcissement, en supposant une force musculaire constante, la tangente de l'angle formée par cette droite et l'axe des abscisses, non seulement est proportionnelle au moment du muscle pour la flexion correspondant au point sur la courbe, mais elle donne aussi de façon immédiate la longueur du bras de levier au bout duquel le muscle agit sur le coude dans cette position. Braune et Fischer ne semblent pas s'en être rendu compte. Dans le diagramme de la courbe du raccourcissement, les ordonnées représentent une longueur (vecteur), les abscisses par contre une position angulaire, c.-à-d. un nombre sans dimension.

De cette façon Braune et Fischer déterminèrent d'abord la valeur du moment pour l'unité de coupe transversale de chaque muscle (1 cm²) et l'unité de force musculaire supposée constante (1 kg). Les chiffres repris au tableau 1 indiquent la grandeur du moment de chaque muscle et en même temps la longueur en millimètres du bras de levier au bout duquel ce muscle agit sur l'articulation du coude dans la position envisagée.

Pour déterminer le moment correspondant aux coupes transversales, c.-à-d. à la force de chacun des muscles, Braune et Fischer multiplièrent les valeurs reprises au tableau 1 par la surface de la coupe transversale de chaque muscle. Comme surface de la coupe transversale, ils utilisèrent les valeurs moyennes trouvées par Weber et Henke.

Les moments des muscles fléchisseurs calculés à partir de ces surfaces de coupe se basent sur l'hypothèse que la force musculaire reste constante durant la flexion. Ils sont repris au tableau 2 et illustrés par les courbes a de la fig. 1.

En réalité, la force du muscle ne reste pas constante durant la flexion. Elle diminue lorsque le muscle se raccourcit progressivement en se contractant. Mais on ne sait pas encore avec certitude de quelle façon la force musculaire décroît avec le raccourcissement. Braune et Fischer déterminèrent donc l'effet de la diminution de la force musculaire sur le moment fléchissant pour deux hypothèses, 1. d'abord en supposant que la force musculaire diminue proportionnellement à la longueur du muscle (Ed. Weber et A. Fick) et 2. en supposant qu'elle diminue proportionnellement au carré de la longueur du muscle (Hermann).

Le calcul de la diminution de la force musculaire causée par le raccourcissement s'effectua pour les deux hypothèses, en admettant qu'en réalité le raccourcissement limité par l'anatomie de l'articulation est au raccourcissement maximal du muscle comme 50 est à 85% de la longueur initiale. Si l'on désigne par v le raccourcissement maximal possible du muscle, par v_1 le raccourcissement réel lors de la flexion complète, le raccourcissement réel est au raccourcissement possible dans la relation

$$\frac{v_1}{v} = \frac{50}{85}.$$

On en retire la valeur du raccourcissement maximal possible

$$v = \frac{17v_1}{10}$$

Si on désigne par P_0 la force initiale du muscle et par P la force correspondant à un raccourcissement V, d'après E. Weber et A. Fick, on a, entre ces deux grandeurs, la relation :

$$\frac{P}{P_0} = \frac{v - V}{v}$$

Si l'on introduit dans cette équation la valeur de v, la force P s'obtient par l'équation:

$$P = P_0\left(1 - \frac{10}{17v_1}V\right).$$

En supposant que la force musculaire diminue proportionnellement à la longueur du muscle, il faut multiplier la force initiale du muscle par le facteur

$$\left(1 - \frac{10}{17v_1}V\right)$$

Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
4,2 cm²	4,8 cm²	12,4 cm²	5,4 cm²	3,6 cm²	3,0 cm²

Tableau 1. *Valeurs moyennes des moments pour l'unité de coupe transversale de chaque muscle (1 cm²) et l'unité de la force musculaire supposée constante (1 kg)* (d'après BRAUNE et FISCHER). (Les chiffres indiquent simultanément en millimètres la longueur du bras de levier au bout duquel les différents muscles agissent sur le coude).

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	4,91	– 5,67	10,96	11,49	12,19	9,74
5°	5,34	– 3,32	11,75	12,43	12,78	11,24
10°	5,68	– 0,51	12,50	13,68	13,80	13,48
15°	6,03	+ 2,03	13,15	15,21	15,01	16,34
20°	6,30	4,51	13,78	16,80	16,36	20,54
25°	6,59	6,55	14,48	18,98	18,38	25,27
30°	6,84	8,59	15,27	21,36	20,68	30,53
35°	7,09	10,43	16,09	23,98	23,26	35,40
40°	7,35	12,35	17,03	26,90	26,34	39,82
45°	7,64	14,14	18,23	29,71	29,06	44,25
50°	8,11	16,03	19,58	32,43	31,93	48,36
55°	8,65	17,99	21,24	35,37	34,89	52,31
60°	9,31	19,53	23,00	37,42	36,91	56,45
65°	9,93	21,13	24,91	39,26	38,72	60,25
70°	10,46	22,93	26,63	40,75	40,24	63,95
75°	10,97	24,68	28,39	42,30	41,78	67,27
80°	11,40	26,42	30,03	43,49	43,09	70,26
85°	11,86	28,03	31,82	44,39	44,36	72,93
90°	12,32	29,31	33,54	45,37	45,54	75,21
95°	12,60	30,55	35,22	45,79	46,28	77,67
100°	12,89	31,39	36,47	45,47	46,07	79,73
105°	12,96	32,14	36,67	44,48	45,22	81,19
110°	12,80	32,50	35,87	42,70	43,73	81,84
115°	12,45	32,43	34,72	40,82	42,23	81,52
120°	11,76	31,87	33,39	39,21	40,95	79,93
125°	11,06	30,45	32,36	37,53	39,39	76,15
130°	10,21	28,62	31,44	35,83	37,53	72,64

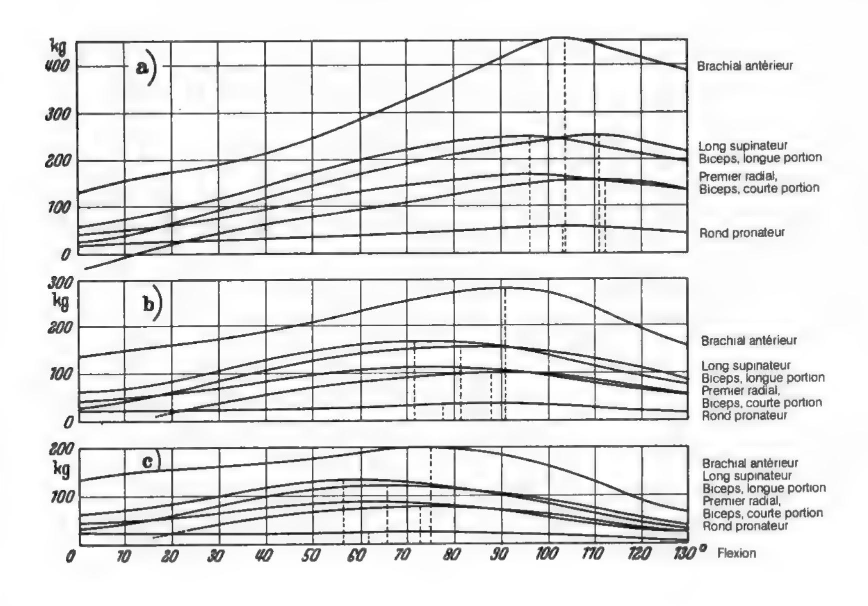


Tableau 2. *Moments des muscles fléchisseurs du coude en tenant compte de la coupe transversale des muscles, si la force musculaire reste constante et égale à 1 kg* (d'après BRAUNE et FISCHER).

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	20,6	−27,2	135,9	62,0	43,9	29,2
5°	22,4	−15,9	145,7	67,1	46,0	33,7
10°	23,9	− 2,4	155,0	73,9	49,7	40,4
15°	25,3	+ 9,7	163,1	82,1	54,0	49,0
20°	26,5	21,6	170,9	90,7	58,9	61,6
25°	27,7	31,4	179,6	102,5	66,2	75,8
30°	28,7	41,2	189,3	115,3	74,4	91,6
35°	29,8	50,1	199,5	129,5	83,7	106,2
40°	30,9	59,3	211,2	145,3	94,8	119,5
45°	32,1	67,9	226,1	160,4	104,6	132,7
50°	34,1	77,1	242,8	175,1	114,9	145,1
55°	36,3	86,4	263,4	191,0	125,6	156,9
60°	39,1	93,7	285,2	202,1	132,9	169,3
65°	41,7	101,4	308,9	212,0	139,4	180,7
70°	43,9	110,1	330,2	220,0	144,9	191,8
75°	46,1	118,5	352,0	228,4	150,4	201,8
80°	47,9	126,8	372,4	234,8	155,1	210,8
85°	49,8	134,5	394,6	239,7	159,7	218,8
90°	51,7	140,7	415,9	245,0	163,9	225,6
95°	52,9	146,6	436,7	247,3	166,6	233,0
100°	54,1	150,7	452,2	245,5	165,9	239,2
105°	54,4	154,3	454,7	240,2	162,8	243,6
110°	53,8	156,0	444,8	230,6	157,4	245,5
115°	52,3	155,7	430,5	220,4	152,0	244,6
120°	49,4	153,0	414,0	211,7	147,4	239,8
125°	46,5	146,2	401,3	202,7	141,8	228,4
130°	42,9	137,4	389,9	193,5	135,1	217,9

et, en supposant que la force musculaire diminue proportionnellement au carré de la longueur du muscle, par le facteur

$$\left(1 - \frac{10}{17v_1} V\right)^2.$$

La valeur de ce facteur pour les six muscles fut calculée par BRAUNE et FISCHER pour les deux hypothèses et les moments en furent déduits. Leurs valeurs sont reprises dans les tableaux 3, 4, 5 et 6 et illustrées par les courbes des moments de la fig. 1 (b et c).

Comme les courbes le montrent, si la force musculaire reste constante, les moments de tous les muscles augmentent progressivement lors de la flexion du membre à partir de l'extension complète. Ils atteignent leur maximum lorsque le membre est fléchi à 90° et diminuent ensuite lentement. Les maxima se trouvent au voisinage les uns des autres entre 95° et 110° de flexion. La valeur la plus élevée (brachial antérieur) atteint 457,7 kg mm.

Si la force musculaire diminue proportionnellement à la longueur du muscle, les courbes sont beaucoup plus aplaties, c.-à-d. que les moments

Fig. 1 a–c. a Courbes des moments à partir de la coupe transversale effective des six muscles, en supposant une force musculaire constante. **b** Courbes des moments des six muscles lorsque la force diminue suivant l'équation $P = P_0 \left(1 - \frac{10}{17v_1} V\right)$. **c** Courbes des moments des six muscles lorsque la force diminue suivant l'équation $P = P_0 \left(1 - \frac{10}{17v_1} V\right)^2$

Tableau 3. *Valeurs du facteur* $\left(1 - \frac{10}{17v_1} V\right)$ (d'après BRAUNE et FISCHER)

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	1	1	1	1	1	1
5°	0,99		0,99	0,99	0,99	0,99
10°	0,97		0,98	0,98	0,98	0,99
15°	0,96		0,96	0,97	0,97	0,98
20°	0,94		0,95	0,96	0,96	0,98
25°	0,93	0,99	0,94	0,95	0,95	0,97
30°	0,91	0,99	0,93	0,94	0,94	0,96
35°	0,89	0,98	0,91	0,92	0,92	0,94
40°	0,88	0,96	0,90	0,90	0,90	0,93
45°	0,86	0,95	0,88	0,88	0,89	0,91
50°	0,84	0,93	0,86	0,86	0,86	0,89
55°	0,82	0,91	0,84	0,84	0,84	0,87
60°	0,80	0,88	0,82	0,81	0,82	0,84
65°	0,78	0,86	0,80	0,79	0,79	0,82
70°	0,75	0,83	0,78	0,76	0,76	0,79
75°	0,73	0,81	0,75	0,73	0,74	0,77
80°	0,70	0,78	0,72	0,70	0,71	0,74
85°	0,67	0,74	0,70	0,67	0,68	0,71
90°	0,64	0,71	0,67	0,64	0,65	0,68
95°	0,61	0,67	0,63	0,61	0,62	0,65
100°	0,58	0,64	0,60	0,58	0,59	0,61
105°	0,55	0,60	0,57	0,55	0,55	0,58
110°	0,52	0,56	0,53	0,52	0,52	0,54
115°	0,49	0,52	0,50	0,49	0,49	0,51
120°	0,46	0,48	0,47	0,46	0,47	0,48
125°	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44
130°	0,41	0,41	0,41	0,41	0,41	0,41

augmentent plus lentement. Leurs maxima qui se trouvent entre 70° et 90° de flexion sont considérablement moins élevés. La valeur la plus haute (brachial antérieur) atteint 279 kg mm.

Si la force musculaire diminue proportionnellement au carré de la longueur (HERMANN), les courbes s'élèvent encore plus lentement et les maxima qui se trouvent entre 55 et 75° de flexion sont considérablement moins élevés. La valeur la plus grande (brachial antérieur) n'atteint que 201 kg mm. Dans ces conditions, les courbes tendent vers une droite, parallèle aux abscisses. Cette droite représenterait l'expression graphique d'une grandeur constante des moments. Elle montre cependant toujours une pente appréciable.

Le résultat des recherches de BRAUNE et FISCHER montre que le moment de chaque muscle est relativement petit au début de la flexion, augmente ensuite peu à peu, atteint son maximum entre 55° et 110° de flexion et diminue alors progressivement. Son accroissement est très important si la force musculaire reste constante. Il est notablement plus modéré si la force musculaire diminue proportionnellement à la longueur ou au carré de la longueur du muscle.

Les conclusions que BRAUNE et FISCHER tirent de leurs recherches se rapportent d'abord à l'uniformité du mouvement et ensuite à la capacité de porter du membre supérieur fléchi.

1. La diminution de force musculaire serait le «dispositif particulier» recherché. Celui-ci compense l'augmentation du moment, c.-à-d. l'effet de l'allongement du bras de levier, jusqu'à obtenir une «plus grande constance de l'action fléchissante des muscles telle qu'on l'observe dans la réalité. De cette façon, une traction sur le muscle ne provoque pas un mouvement par à-coups comme dans la préparation anatomique mais bien une flexion plus uniforme».

Tableau 4. *Valeurs du facteur* $\left(1 - \frac{10}{17v_1} V\right)^2$ (d'après BRAUNE et FISCHER).

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	1	1	1	1	1	1
5°	0,97		0,98	0,98	0,98	0,99
10°	0,95		0,96	0,96	0,96	0,98
15°	0,92		0,93	0,95	0,94	0,97
20°	0,89		0,91	0,92	0,92	0,95
25°	0,86	0,99	0,88	0,90	0,90	0,93
30°	0,83	0,98	0,86	0,88	0,88	0,91
35°	0,80	0,95	0,83	0,85	0,85	0,89
40°	0,77	0,93	0,80	0,81	0,82	0,86
45°	0,74	0,90	0,78	0,78	0,78	0,83
50°	0,71	0,86	0,75	0,74	0,75	0,79
55°	0,68	0,83	0,71	0,70	0,71	0,75
60°	0,64	0,78	0,68	0,66	0,67	0,71
65°	0,60	0,74	0,64	0,62	0,63	0,67
70°	0,57	0,70	0,60	0,58	0,59	0,63
75°	0,53	0,67	0,57	0,54	0,54	0,59
80°	0,49	0,60	0,53	0,49	0,50	0,55
85°	0,45	0,55	0,49	0,45	0,46	0,50
90°	0,42	0,50	0,44	0,41	0,42	0,46
95°	0,39	0,45	0,40	0,37	0,38	0,42
100°	0,34	0,41	0,36	0,34	0,34	0,37
105°	0,31	0,36	0,32	0,30	0,31	0,33
110°	0,27	0,31	0,28	0,27	0,27	0,30
115°	0,24	0,27	0,25	0,24	0,24	0,26
120°	0,21	0,23	0,22	0,22	0,22	0,23
125°	0,19	0,20	0,19	0,19	0,19	0,20
130°	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17

2. L'augmentation des moments musculaires jusqu'à peu près la flexion à angle droit serait «l'explication de la grande capacité de porter qu'a le membre supérieur fléchi en crochet, par rapport à une flexion moins prononcée».

Soumises à un examen plus approfondi, ces deux conclusions ne sont pas convaincantes. Ce n'est pas la diminution de force musculaire mais au contraire l'allongement des bras de levier, accroissant les moments durant la flexion, qui doit être considéré comme un principe adéquat et économique réalisé dans l'appareil moteur. Ce principe revêt aussi une importance décisive pour la capacité de porter du membre supérieur fléchi. Celle-ci ne dépend pas seulement de la grandeur du moment des muscles fléchisseurs comme on pourrait en avoir l'impression d'après la seconde conclusion de BRAUNE et FISCHER.

Dans la suite, cette conception sera étayée et on tentera d'expliquer l'importance réelle des facteurs mécaniques agissant au niveau du coude, pour la capacité de porter du membre supérieur fléchi.

Le moment d'un muscle fléchisseur indique la grandeur de son action fléchissante. Plus grande est l'action fléchissante du muscle, plus facilement s'effectue la flexion si la résistance à celle-ci, comme par exemple un frottement dans l'articulation, reste constante. C'est pourquoi la flexion ne peut s'effectuer de façon uniforme que si le moment des muscles fléchisseurs garde la même grandeur durant tout le mouvement. Si, au contraire, il s'accroît durant la flexion, celle-ci doit s'effectuer toujours plus facilement et plus rapidement. Le moment est le produit de la force musculaire et du bras de levier au bout duquel cette force agit sur l'articulation. Les deux facteurs, la force du muscle et la lon-

Tableau 5. *Moments des six muscles pour le cas où la force musculaire diminue proportionnellement à la longueur du muscle* (d'après Braune et Fischer).

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	21		136	62	44	29
5°	22		144	66	46	34
10°	23		152	72	49	40
15°	24		157	80	52	48
20°	25		162	87	57	60
25°	26	31	169	97	63	74
30°	26	41	176	108	70	88
35°	27	49	182	119	77	100
40°	27	57	190	131	86	111
45°	28	64	199	141	93	121
50°	29	72	209	151	99	129
55°	30	79	223	160	105	137
60°	31	83	235	165	109	143
65°	32	87	247	167	110	148
70°	33	92	258	167	111	152
75°	34	96	264	167	111	155
80°	34	99	270	166	110	156
85°	33	100	276	162	109	155
90°	33	100	279	157	107	153
95°	33	99	277	151	103	151
100°	32	96	271	142	98	146
105°	30	93	259	132	90	141
110°	28	87	238	120	83	134
115°	26	81	215	108	75	125
120°	23	73	195	98	69	115
125°	20	65	177	89	62	102
130°	17	56	159	79	55	89

gueur du bras de levier, ont donc le même effet sur sa grandeur. Si le moment des muscles fléchisseurs doit rester constant durant la flexion du membre supérieur, un allongement du bras de levier sera compensé par une diminution correspondante de la force musculaire et une diminution de la force musculaire par un allongement adéquat du bras de levier. Selon que l'on attribue l'importance capitale durant la flexion au maintien de la force fléchissante ou à l'uniformité du mouvement, on considérera ou l'allongement du bras de levier comme la compensation opportune de la diminution de la force musculaire, ou inversement la diminution de la force musculaire comme une compensation opportune de l'allongement du bras de levier.

Braune et Fischer considèrent la diminution de la force musculaire comme le «dispositif particulier» recherché, qui, durant la flexion, compenserait l'allongement du bras de levier et sa conséquence, l'absence d'uniformité du mouvement. Ils attribuent donc à l'uniformité du mouvement une importance plus grande qu'à la force fléchissante des muscles. C'est pourquoi ils voient dans la diminution de la force musculaire un phénomène adéquat. S'ils attribuaient à la force fléchissant le membre supérieur une importance primordiale, ils devraient inversement envisager l'allongement du bras de levier comme un dispositif adéquat compensant la diminution de la force musculaire.

Si l'on compare l'appareil de mouvement à une machine, la force musculaire constitue la force motrice, comparable par exemple à la force de la vapeur. Si la machine travaille le plus rationnellement possible, elle doit être construite et les transmissions par leviers doivent être choisies de façon à obtenir de la force motrice non seulement une course uni-

Tableau 6. *Moments des muscles pour le cas où la force musculaire diminue proportionnellement au carré du raccourcissement progressif du muscle* (d'après BRAUNE et FISCHER).

Flexion	Rond pronateur	Premier radial	Brachial antérieur	Longue portion du biceps	Courte portion du biceps	Long supinateur
0°	21		136	62	44	29
5°	22		143	66	45	33
10°	23		149	71	48	40
15°	23		152	78	51	48
20°	24		156	84	54	59
25°	24	31	158	92	60	71
30°	24	40	163	101	65	83
35°	24	48	165	110	71	95
40°	24	55	170	118	78	103
45°	24	61	176	125	82	110
50°	24	66	182	130	86	115
55°	25	72	187	134	89	118
60°	25	74	194	133	89	121
65°	25	75	198	131	88	122
70°	25	77	200	128	85	121
75°	24	77	201	123	81	119
80°	23	76	197	116	78	116
85°	22	74	193	109	73	109
90°	22	71	185	100	69	104
95°	20	67	175	93	63	98
100°	18	62	163	83	56	90
105°	17	56	146	72	50	82
110°	15	49	127	62	43	74
115°	13	42	108	53	37	64
120°	11	35	91	47	32	55
125°	9	29	76	39	27	46
130°	7	23	66	33	23	37

forme mais, en premier lieu, le plus grand rendement possible. La construction de la machine serait erronée et en contradiction avec tout principe d'économie, si la force de la vapeur devait être gaspillée pour atteindre un fonctionnement uniforme. De même, la structure de l'appareil moteur serait inadéquate si la conception de BRAUNE et FISCHER était vraie, d'après laquelle la diminution de la force musculaire constituerait un «dispositif particulier» pour compenser l'allongement progressif des bras de levier et permettre ainsi un mouvement uniforme.

Il faut au contrainte considérer la diminution de la force musculaire comme une particularité donnée de la source de force. Par conséquent, l'allongement du bras de levier qui s'y oppose au cours de la flexion sera considéré comme un principe matérialisé dans la structure anatomique du membre supérieur, permettant de compenser la diminution de la force musculaire. Ainsi la force dont on dispose sera utilisée de façon adéquate en vue d'un rendement uniforme. Les arguments suivants soutiennent ce point de vue. Si l'uniformité du mouvement était un principe inhérent à la construction de l'appareil moteur, une importance pratique ne pourrait être attribuée à ce dispositif que si réellement le mouvement dans les articulations devait en réalité s'effectuer et s'effectuait, vite ou lentement, mais toujours de façon parfaitement uniforme. Ceci n'est absolument pas le cas. Nombreuses sont les activités des membres, par exemple dans le sport, qui exigent précisément un mouvement brusque dans les articulations. Un «dispositif particulier» qui ferait partie de la structure anatomique du membre supérieur, pour compenser l'allongement progressif du bras de levier et qui entraînerait forcément un mouvement de flexion uniforme, serait

donc absurde. En accord avec cette conception, le contrôle du mouvement est en réalité complètement indépendant du principe de construction de l'appareil moteur. La force motrice du muscle qui finalement conditionne la vitesse du mouvement dépend de l'innervation. L'intensité et le processus de l'influx nerveux durant l'action plus ou moins automatique sont régularisés, à chaque phase, par des impulsions partant de la périphérie et atteignant le cervelet. De même, dans une action combinée de plusieurs articulations, le contrôle du mouvement ne peut s'effectuer centralement que par l'intermédiaire de l'innervation. Ainsi le mouvement «uniforme» d'une articulation, s'il est requis, doit trouver sa cause première dans un influx nerveux contrôlé automatiquement du centre et guidé par la sensibilité profonde. Les observations cliniques plaident en ce sens, en particulier le résultat du traitement par appareils orthopédiques dans le tabès où l'uniformité du mouvement des articulations est fortement perturbée. Les mouvements saccadés doivent y être attribués à une perte de la sensibilité profonde. Ce concept est correct. Le résultat du traitement orthopédique le montre. Si on installe un ressort d'acier flexible sur la face antérieure du membre inférieur en le fixant à différents niveaux grâce à des anneaux semi-rigides, ces anneaux se déplacent quelque peu sur la peau du membre durant la flexion et l'extension du genou. Grâce à cela, le mouvement du genou est perçu par la sensibilité cutanée et est contrôlé par celle-ci. En conséquence, les mouvements redeviennent plus uniformes.

Mais en dehors de cette explication – si l'on rejette le rôle directeur de l'innervation et si l'on se place du point de vue de Braune et Fischer – un mouvement uniforme du coude exigerait que la diminution de la force musculaire provoquée par le raccourcissement du muscle compense complètement l'effet de l'allongement du bras de levier sur la grandeur du moment. Un mouvement uniforme ne pourrait s'effectuer que si la diminution de la force musculaire compensait l'allongement du bras de levier suffisamment pour assurer la même grandeur au moment, c.-à-d. à l'effet fléchissant du muscle durant le mouvement.

Ceci n'est absolument pas le cas. Si l'on se base sur la courbe du moment de la force résultante *R* de tous les muscles fléchisseurs (c'est cette force qui détermine l'action des muscles fléchisseurs) (fig. 1), il apparaît que même dans le cas le plus favorable – pour une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la longueur (courbes c) – le moment des muscles fléchisseurs s'accroît encore jusqu'à deux fois et demie sa valeur initiale [1]. La diminution de la force musculaire ne suffit donc pas à compenser l'allongement du bras de levier de façon à obtenir un mouvement de flexion même à peu près uniforme.

D'après la deuxième conclusion de Braune et Fischer et aussi d'après la conception de Fick, l'augmentation du moment des muscles fléchisseurs explique le maximum de la capacité de porter du membre lorsque celui-ci est fléchi. Cette conception ne serait correcte que si la capacité de porter du membre fléchi, c.-à-d. la charge maximale qui peut être supportée à différents degrés de flexion, dépendait uniquement du moment des muscles. Mais elle n'en dépendrait uniquement que si l'effet extenseur de la charge ne variait pas durant la flexion, c.-à-d. si le bras de levier au bout duquel la charge agit gardait la même longueur. Ce n'est qu'à cette condition que la charge maximale que le membre peut supporter dans chaque position, c.-à-d. sa capacité de porter, serait proportionnelle au moment des muscles. Mais si le bras de levier de la charge varie durant la flexion, la capacité de porter diminue en proportion inverse de la longueur de ce bras de levier, pour autant que le moment de la musculature reste constant. Le schéma fig. 2 le représente graphiquement.

Soit L le plus gros poids que peut supporter la barre X et qui indique sa capacité de porter (fig. 2 a). Si la charge agit au bout d'un bras de levier (fig. 2 b), la barre ne peut porter un poids $L_1 = L$ que si celui-ci agit dans son axe, c.-à-d. directement sur elle, comme à la fig. 2 a. Plus long est le bras de levier au bout duquel la charge agit sur la barre, plus petit est le poids (L_2 et L_3) que la barre peut encore supporter et plus petite sa capacité de porter. La fig. 2 b l'illustre. Les poids maximaux L_2 et L_3 qui peuvent être supportés au bout de bras de levier différents y sont représentés à l'échelle.

---

[1] Pour une force musculaire constante, le moment atteint 5 fois sa valeur initiale.

Si le moment des muscles augmente au cours de la flexion, ce qui est en réalité le cas, la capacité de porter ne pourrait s'accroître que si l'allongement du bras de levier de la force musculaire était proportionnellement plus important que celui du bras de levier de la charge, même à force musculaire constante. Mais BRAUNE et FISCHER n'ont pas étudié le bras de levier au bout duquel la charge agit durant la flexion. Le résultat de leur travail était donc insuffisant pour permettre d'évaluer l'effet de l'augmentation du moment des muscles fléchisseurs sur la capacité de porter du membre supérieur.

C'est pourquoi nous chercherons à répondre à cette question non résolue de l'effet de la flexion sur la capacité de porter du membre supérieur.

Le rapport entre le moment M_R de la résultante de tous les muscles participant à la flexion et celui M_P de la charge est décisif pour la capacité de porter du membre supérieur fléchi. Dans chaque position, les deux moments agissant en sens opposés sont en équilibre. Le produit de la résultante des forces musculaires R et de son bras de levier H_R est égal au produit de la charge P et de son bras de levier H_P, si l'on néglige les forces fictives d'inertie, ce qui est permis sans erreur notable. La grandeur de la charge maximale P qui peut être supportée dans chaque position est donnée par l'équation

$$R \cdot H_R = P \cdot H_P$$

$$P = \frac{R \cdot H_R}{H_P}$$

Trois facteurs déterminent donc la capacité de porter (T) qu'exprime la grandeur maximale du poids P. Ces trois facteurs varient quantitativement durant la flexion du membre :

1. la grandeur de la force musculaire, c.-à-d. de la résultante R de tous les muscles participant à la flexion,
2. le bras de levier H_R au bout duquel la résultante des forces musculaires agit sur le coude et
3. le bras de levier H_P au bout duquel la charge agit sur le coude.

Parmi ces facteurs, la résultante des forces musculaires R revêt une importance primordiale parce que, contrairement au deux autres facteurs, elle représente une grandeur complexe. Elle dépend d'abord de la grandeur de la force motrice des différents muscles et ensuite de la façon dont les forces musculaires se composent en cette résultante R dans les différentes positions. Ces deux facteurs sont influencés par la flexion. Au cours de celle-ci, les muscles se raccourcissent. Or leur force motrice diminue avec leur raccourcissement progressif. On ne sait pas encore jusqu'où la diminution de la force musculaire causée par le raccourcissement est éventuellement compensée par un accroissement automatique de l'intensité de l'influx nerveux. On discutera l'influence de la flexion sur la façon dont les différentes forces musculaires se composent en une résultante et l'effet ainsi produit sur la grandeur de cette résultante R. On étudiera en même temps comment les bras de levier H_R et H_P interviennent dans la capacité de porter.

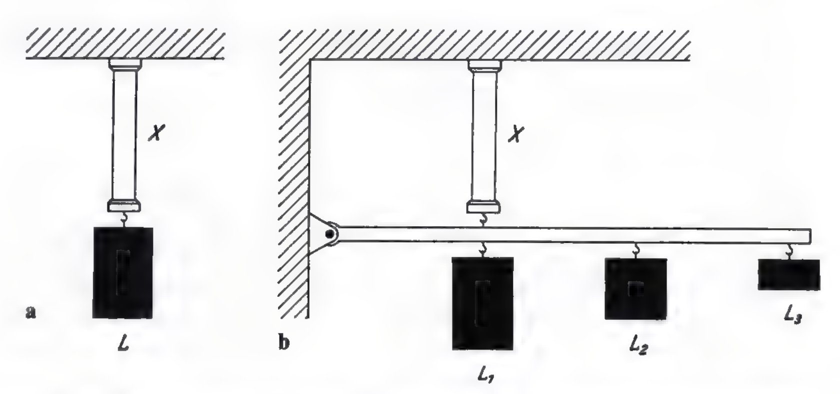


Fig. 2 a et b. La grandeur des différents poids indique, à l'échelle, la capacité de porter de la barre X, **a** lorsque la charge L est transmise directement, **b** lorsqu'elle est transmise par un levier

L'effet de la flexion sur la grandeur de la résultante *R* des forces musculaires résulte

1. de l'influence qu'exerce la flexion sur la grandeur de la force motrice musculaire elle-même et

2. de l'influence qu'exerce la flexion sur la transformation de la force motrice musculaire donnée en une force de soulèvement, c.-à-d. sur les facteurs mécaniques inhérents à la structure anatomique du membre supérieur et qui déterminent la composition des différentes forces musculaires en leur résultante *R*.

Le rôle des analyses suivantes est d'expliquer l'influence de la flexion sur ces derniers, c.-à-d. sur les mécanismes déterminant la capacité de porter et faisant partie de la structure anatomique du membre. L'effet de la flexion sur la grandeur de la force musculaire elle-même sera d'abord négligé. Dans toutes les recherches, on supposera donc constante la grandeur de la force des muscles, celle-ci étant proportionnelle à la somme des coupes physiologiques des différents muscles fléchisseurs.

Pour se faire une idée claire de l'effet qu'exerce la flexion sur la variation quantitative de la capacité de porter du membre supérieur, on recherchera d'abord l'influence qu'elle a sur les différents facteurs *R*, H_R, H_P, dont dépend cette capacité de porter. Cette étude ainsi que la détermination de la variation quantitative de la capacité de porter durant la flexion seront conduites à partir de deux cas donnés différents, pour obtenir autant que possible des données claires et indépendantes du hasard, c.-à-d.

1. à partir d'une représentation schématique simplificatrice des conditions anatomiques et

2. pour le cas où les six muscles fléchisseurs les plus importants considérés par Braune et Fischer agissent avec les moments et les bras de levier déterminés dans le travail de Braune et Fischer. On se basera sur les dimensions du squelette déduites du travail de ces auteurs.

Pour nos analyses, comme nous l'avons dit, nous accepterons l'hypothèse simplificatrice que la force de chaque muscle fléchisseur reste constante durant le mouvement. En outre, la valeur moyenne de l'extension complète (174° d'après R. Fick) sera toujours désignée par flexion 0°.

Première analyse

La première analyse se base sur la représentation schématique des conditions anatomiques (fig. 3). La flexion minimale choisie fut d'un peu plus de 20° (fig. 3 a) parce que dans, cette position, les muscles fléchisseurs n'appuient pas encore sur les condyles huméraux. Par ailleurs, on simplifia le problème en donnant aux condyles le même diamètre partout. L'axe du bras, vertical, est désigné par *O* et celui de l'avant-bras, mobile, par *U*. M_o et M_u indiquent la grandeur et la direction des résultantes des muscles du bras et de ceux de l'avant-bras. Puisque nous supposons que la force des muscles reste constante durant la flexion, ces vecteurs ont la même grandeur dans les trois positions. La force avec laquelle M_o et M_u agissent sur le coude est donnée par la résultante globale *R* des muscles du bras et de l'avant-bras. Pour chacune des positions dessinées, on a déterminé la grandeur et la direction de la résultante *R* en construisant le parallélogramme des forces. La situation de *R* est aussi représentée. *P* indique le point d'application et la ligne d'action de la charge supportée, dont le poids mesure la capacité de porter. Les bras de levier au bout desquels la résultante *R* des forces musculaires et la charge *P* agissent sur le coude dans les trois positions sont désignés respectivement par H_R et H_P.

Effet de la flexion de 20° à 130° sur R, H_R et H_P

Lors de la flexion, la grandeur et la direction de la résultante *R* des forces musculaires se modifient. La grandeur de la résultante *R* dépend de l'angle que forment entre elles les lignes d'action de M_o et de M_u. Il faut donc garder présent à l'esprit cet angle que divise la résultante *R* dans le dessin. Nous y reviendrons plus tard. Pour une flexion modérée, la direction de M_o et celle de M_u ne s'écartent que très peu l'une de l'autre. Par consé-

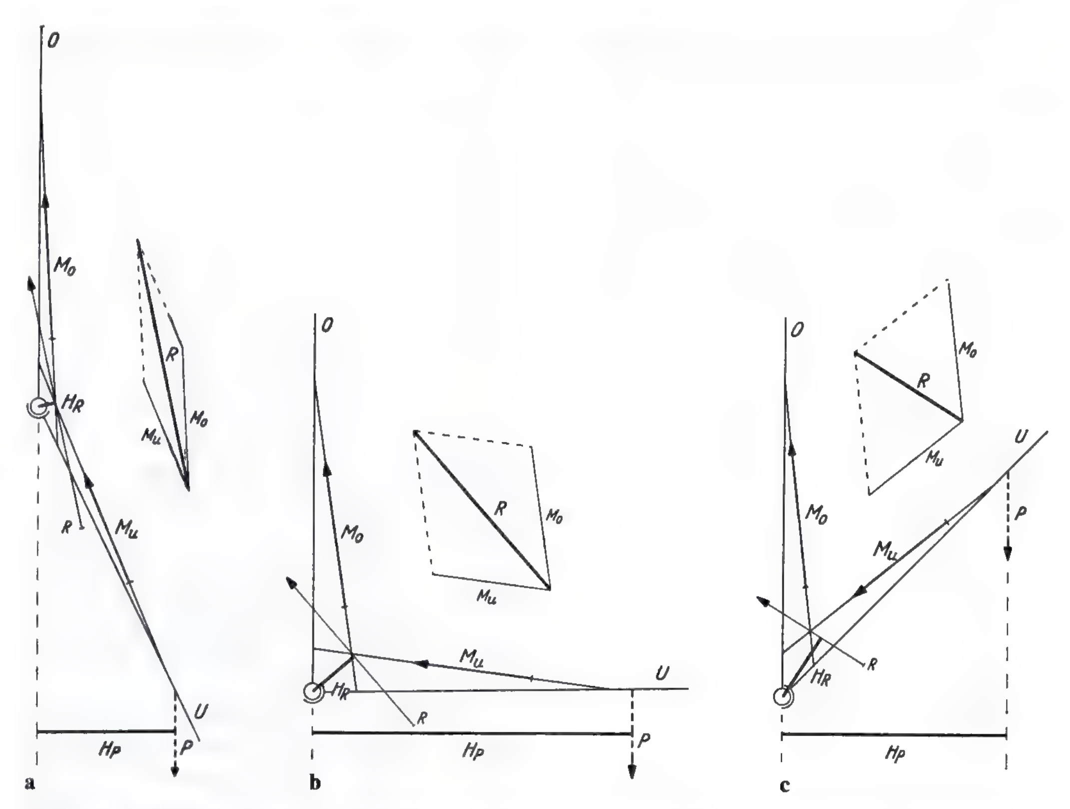


Fig. 3 a–c. Effet de la flexion du coude sur les facteurs déterminant la capacité de porter du membre supérieur R, H_R, H_P. O axe du bras supposé fixe. U axe de l'avant-bras mobile. M_o et M_u résultantes des muscles du bras et des muscles de l'avant-bras. R résultante de M_o et M_u, c.-à-d. de l'ensemble des muscles fléchisseurs. P ligne d'action de la charge. H_R bras de levier au bout duquel R agit sur le coude. H_P bras de levier au bout duquel P agit sur le coude

quent, la résultante R n'est qu'un peu plus petite que la somme de M_o et M_u. Plus le coude est fléchi, plus ouvert est l'angle formé par les lignes d'action de M_o et de M_u et plus petite la grandeur de la résultante R.

Il apparaît donc que, même si la force des différents muscles reste constante, la grandeur de la résultante R des forces musculaires diminue progressivement avec la flexion.

Le bras de levier H_R au bout duquel la résultante des forces musculaires agit sur le coude se comporte inversement. Comme le montrent les dessins, le bras de levier H_R s'allonge de plus en plus avec la flexion.

La longueur du bras de levier H_P au bout duquel la charge agit sur le coude augmente d'abord considérablement avec la flexion, atteint son maximum à l'angle droit et diminue ensuite.

Effet de la flexion de 0° à 20° sur R, H_R et H_P

Nous avons d'abord étudié la flexion entre 20° et 130° parce qu'entre 0° et 20° elle s'effectue dans des conditions particulières. Entre 0° et 20°, les condyles huméraux exercent une influence importante sur la grandeur des deux facteurs R et H_R du moment de la résultante des forces musculaires M_R. Si l'on observe la situation des muscles lors de l'extension de l'avant-bras, on voit dans le schéma (fig. 4) que, pour une flexion de 20°, la résultante R_M vient s'appuyer sur les condyles. Pour une extension plus poussée du coude, elle est de plus en plus déviée de son trajet. Les condyles huméraux empêchent la résultante R_M de s'approcher davantage de l'axe du coude lorsque l'angle de flexion passe de 20° à 0°. Par conséquent, le bras de levier H_R de la résultante des forces muscu-

laires reste constant durant la flexion entre 0° et 20°. Il correspond à la moitié du diamètre des condyles, comme le montre le schéma (fig. 4).

De même, la grandeur de la résultante des forces musculaires reste constante durant la flexion entre 0° et 20°. Le schéma fig. 5 le montre. La grandeur de la résultante des forces musculaires dépend de l'angle α hachuré,

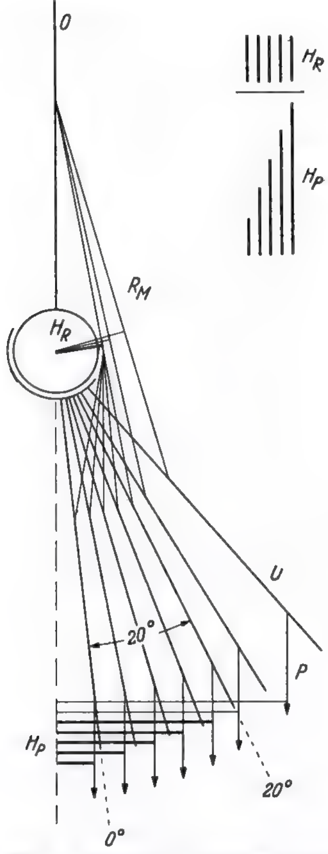


Fig. 4. Effet des condyles huméraux sur la grandeur de R_M et de H_R et ainsi sur la capacité de porter du membre supérieur durant la flexion du coude entre 0° et 20°. *O* axe du bras supposé fixe. *U* axe de l'avant-bras mobile. R_M résultante des muscles fléchisseurs. H_R bras de levier au bout duquel la résultante des forces musculaires R_M agit sur le coude. *P* ligne d'action de la charge. H_P bras de levier au bout duquel la charge *P* agit sur le coude. Des lignes épaisses représentent le bras de levier H_R, qui garde la même longueur durant la flexion entre 0° et 20°, et le bras de levier de la charge H_P durant le même mouvement. Les lignes mines indiquent la longueur des bras de levier H_R et H_P au-delà d'une flexion de 20°

formé par les lignes d'action des résultantes M_o de la musculature du bras et M_u de la musculature de l'avant-bras. L'angle α est formé par la partie la plus longue de la ligne d'action de M_u et la partie la plus courte de la ligne d'action de M_o. Il reste constant aussi longtemps que les muscles s'appuient sur les condyles parce que les parties des lignes d'action de M_o et de M_u qui forment cet angle sont tangentes aux condyles et leurs points d'intersection avec l'axe de l'avant-bras *U* gardent la même position durant la flexion. Par conséquent, l'angle α garde la même valeur dans les trois positions dessinées malgré une déviation différente des lignes d'action de M_o et de M_u par les condyles huméraux. Pour déterminer la grandeur de la résultante *R* des forces M_o et M_u en construisant le parallélogramme des forces (par rapport à l'avant-bras [2]), l'angle α' a dans chaque cas la même grandeur que l'angle α. La résultante *R* des forces musculaires conserve donc la même grandeur durant la flexion entre 0° et 20°.

Alors que la grandeur de *R* et de H_R, de même que celle du moment de la résultante des forces musculaires M_R, restent constantes de 0° à 20°, le bras de levier de la charge H_P, très petit à 0°, s'allonge considérablement durant le mouvement. Son allongement par rapport au bras de levier constant de la résultante des forces musculaires est représenté en haut et à droite de la fig. 4.

Pour donner une idée d'ensemble de l'effet de la flexion sur les trois facteurs *R*, H_R et H_P, l'évolution quantitative de ces trois facteurs est représentée par les fig. 6, 7 et 8. Dans chacune de celles-ci, des lignes verticales indiquent les variations relatives des valeurs de ces facteurs. Les schémas ont été dessinés à des échelles différentes, de façon à ce que, dans les trois figures, la valeur maximale soit représentée par la même longueur. Ceci permet une meilleure comparaison de la variation relative de la grandeur des trois facteurs. Le procédé est autorisé puisque la variation de la capacité de porter du membre supérieur durant la flexion ne dépend pas de la variation quantitative absolue mais du rapport entre les facteurs.

[2] Une détermination analogue de *R* par rapport au bras donne le même résultat. Elle se baserait sur l'angle opposé et égal à α.

Fig. 5 a–c. Le schéma montre qu'à cause des condyles huméraux, aussi bien la grandeur de la résultante R des forces musculaires que la longueur de son bras de levier H_R restent constantes durant la flexion entre 0° et 20°

La grandeur de la résultante R des forces musculaires (fig. 6), de même que la longueur de son bras de levier H_R (fig. 7) et celle du bras de levier H_P de la charge (fig. 8), sont représentées par des lignes continues épaisses pour les positions (20° à 130°) dans lesquelles les muscles ne sont pas encore déviés par les condyles. Pour les positions dans lesquelles les muscles s'appuient sur les condyles huméraux et sont déviés de leur direction (0° à 20°), elles sont indiquées par des lignes interrompues. De même les lignes minces qui relient les extrémités des lignes épaisses et forment les courbes quantitatives des trois facteurs durant la flexion sont continues entre 0° et 130°, interrompues entre 0° et 20°.

Comme le montre la figure 6, la grandeur de la résultante R des forces musculaires ne se modifie pas entre 0° et 20°. Elle diminue progressivement lors d'une flexion plus prononcée. Le bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires (fig. 7) garde lui aussi la même longueur entre 0° et 20° puis s'al-

Fig. 6. Courbe de la résultante R des forces musculaires

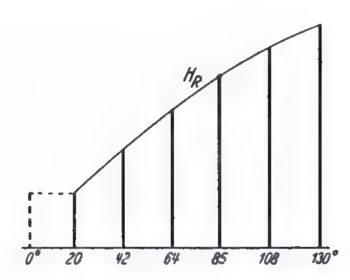


Fig. 7. Courbe du bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires

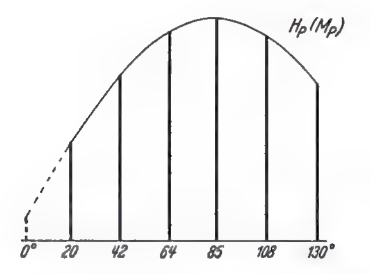


Fig. 8. Courbe du bras de levier H_P de la charge

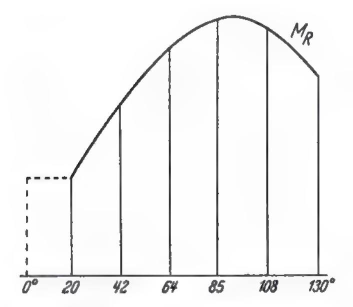


Fig. 9. Courbe du moment M_R de la résultante des forces musculaires

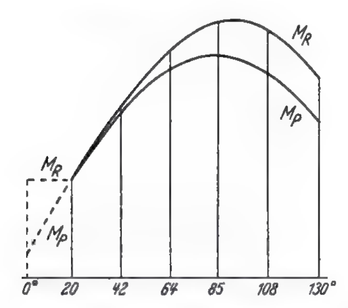


Fig. 10. Courbes du moment M_P de la résultante des forces musculaires et du moment M_P de la charge

longe progressivement jusqu'à la fin de la flexion (130°). Celui de la charge H_P (fig. 8) est relativement court au début de la flexion. Il s'allonge fortement jusqu'à environ 85° de flexion et se raccourcit ensuite. Les courbes fig. 6, 7 et 8 permettent une comparaison simultanée de la variation quantitative relative et régulière des différents facteurs au cours de la flexion.

Les courbes des moments M_R et M_P ont été reproduites à la même échelle (fig. 9 et 10) pour représenter l'effet de la flexion sur la grandeur de M_R et de M_P et pour mettre en évidence la variation du rapport quantitatif entre ces moments durant la flexion. Puisque la charge reste constante durant la flexion, c'est la longueur de son bras de levier qui est seule responsable de la variation quantitative de son moment. C'est pourquoi la courbe fig. 8 représente en même temps l'évolution quantitative du moment M_P de la charge. L'échelle commune des fig. 8 à 10, valable aussi pour la fig. 11, fut choisie de telle sorte – c.-à-d. le poids de la charge fut supposé tel – que les courbes des moments M_R de la résultante des forces musculaires et M_P de la charge coïncident en un point (pour 20° de flexion) et ceci pour les raisons suivantes. Pour une charge constante, la variation quantitative du moment de la charge ne dépend que du bras de levier de celle-ci. Quel que soit le poids de la charge, le rapport entre cette dernière et son moment reste le même. Par conséquent, on pouvait choisir le poids de la charge tel que le moment de cette charge M_P ne dépasse celui de la résultante des forces musculaires M_R dans aucune position et qu'à la limite il ait la même grandeur que M_R. Ainsi les courbes des deux moments se rejoignent pour cette limite. La courbe du moment de la charge ne pouvait pas se trouver plus haut, c.-à-d. que le poids de la charge ne pouvait pas être choisi plus grand puisque, si la flexion se poursuit, la force musculaire doit le vaincre dans n'importe quelle position. D'autre part, pour la clarté, il était avantageux de choisir le poids

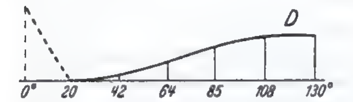


Fig. 11. Différence entre les deux moments ($M_R - M_P$)

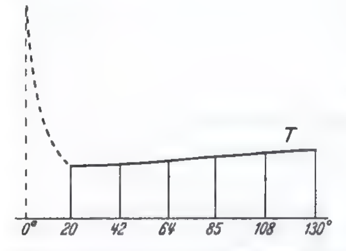


Fig. 12. Courbe de la capacité de porter T

de la charge aussi grand que possible, tel que les deux courbes correspondent en un point. En effet, la différence quantitative entre les deux moments apparaît ainsi immédiatement pour chaque position, de même que la variation du rapport entre les moments durant la flexion. La fig. 11 représente en outre, à la même échelle, la différence entre les deux courbes, c.-à-d. la différence entre les deux moments dans chaque position.

Comme le montre la courbe fig. 9, le moment M_R de la résultante des forces musculaires est déjà relativement élevé à 0°. Il garde la même valeur entre 0° et 20°. Il s'accroît fortement jusqu'à environ 90° de flexion et retombe ensuite. Le moment de la charge M_P, par contre, est très petit au début de la flexion (0°), relativement à celui M_R de la force musculaire (fig. 10). Il s'élève ensuite très rapidement contrairement à celui M_R de la force musculaire. A 20° il atteint déjà la même grandeur que ce dernier. Il s'accroît ensuite beaucoup plus lentement que M_R. Sa courbe atteint son maximum pour environ 85° de flexion puis retombe.

La fig. 11 représente la différence entre les courbes des deux moments. Au début de la flexion, le moment M_R de la force musculaire est beaucoup plus grand que celui M_P de la charge. Il a la même valeur à 20°. Ensuite il dépasse de nouveau progressivement celui de la charge.

Détermination de la capacité de porter T durant la flexion de 0° à 130°.

Finalement on détermina encore la capacité de porter T du membre supérieur durant la flexion, soit le poids P qui peut être supporté dans les différentes positions d'après l'équation :

$$P = \frac{R \cdot H_R}{H_P}$$

Ses grandeurs furent reprises des schémas fig. 3 et déterminées graphiquement par extrapolation pour les positions manquantes. La fig. 12 représente la courbe de la capacité de porter T à la même échelle que les fig. 9 à 11. Pour chaque position, elle indique le rapport entre le moment M_R de la résultante des forces musculaires et le bras de levier H_P de la charge. Elle représente ainsi la variation quantitative de la capacité de porter durant la flexion de 0° à 130°.

Comme cette courbe le montre, *la capacité de porter est de loin la plus grande au début de la flexion (0°). Elle diminue ensuite rapidement pour atteindre sa valeur minimale à 20° de flexion et augmente de nouveau lentement lorsque la flexion continue à s'effectuer.*

Deuxième analyse

Dans la première analyse, l'effet de la flexion sur les différents facteurs dont dépend la capacité de porter a été déterminé à l'aide d'une représentation schématique simplificatrice des conditions anatomiques. Nous effectuerons maintenant une recherche analogue en nous basant sur les valeurs des moments des différents muscles fléchisseurs trouvées par Braune et Fischer.

Braune et Fischer déterminèrent uniquement les moments des muscles fléchisseurs et la longueur des bras de levier au bout desquels ces muscles agissent sur le coude. Ils ne donnèrent pas la grandeur de la résultante R des six muscles fléchisseurs considérés ni le bras de levier H_R de cette force, tous deux nécessaires pour effectuer notre analyse. Il faut donc d'abord rechercher ces deux grandeurs. Cette recherche est possible, en partie directement sur la base des données de Braune et Fischer concernant les moments et les bras de levier des différents muscles, en partie indirectement en accord avec ces données.

Détermination de M_R

Le moment M_R de la résultante des muscles fléchisseurs considérés par Braune et Fischer fut déterminé en additionnant les moments de ces six muscles dans les différentes positions. Les valeurs obtenues sont reportées dans le tableau 7 sous M_R. La courbe fig. 13 représente le moment de la résultante des forces musculaires de la même façon que Braune et Fischer représentèrent ceux des différents muscles fléchisseurs. La courbe A vaut pour l'hypothèse d'une force constante

Tableau 7. *Longueurs du bras de levier H_R au bout duquel la résultante R des forces musculaires agit sur le coude* (calculées à partir des grandeurs de M_R et de R).

∢	M_R kg mm	R kg	H_R mm	∢	M_R kg mm	R kg	H_R mm
0°	264	32,08	8,23	70°	1041	28,10	37,07
10°	340	31,96	10,63	85°	1197	26,22	45,67
20°	430	31,82	13,52	100°	1307	23,93	54,70
40°	661	31,00	21,32	115°	1255	20,83	60,30
55°	859	29,77	28,86	130°	1117	17,21	65,00

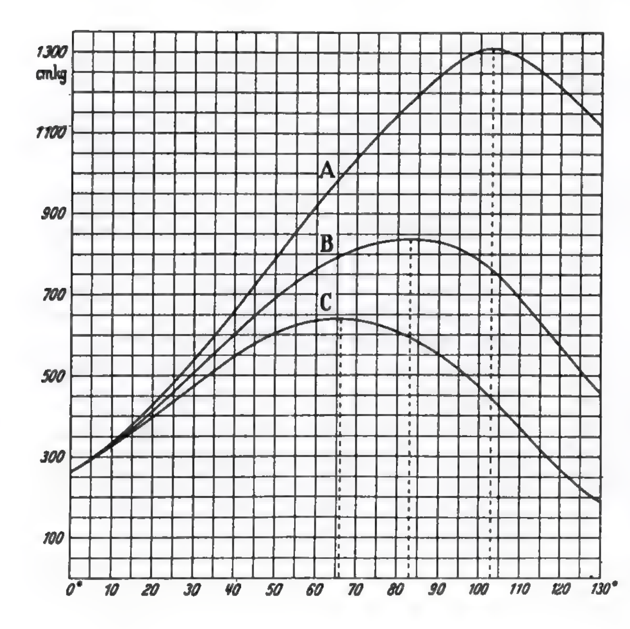


Fig. 13. Courbes du moment M_R de la résultante des forces musculaires, A pour une force musculaire constante, B pour une diminution de la force musculaire proportionnelle à la «longueur», C pour une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la «longueur»

des différents muscles durant la flexion. Elle servira de base à l'analyse ultérieure. On a déterminé en outre les courbes B et C valables pour les hypothèses d'après lesquelles la force musculaire diminue proportionnellement respectivement à la longueur et au carré de la longueur des muscles (voir tableau 8). La courbe A correspondant à une force musculaire constante montre une pente très rapide jusqu'à environ 100° de flexion, puis une chute progressive.

Détermination de R

Les données de Braune et Fischer ne permettaient pas de trouver immédiatement la grandeur de la résultante R des forces musculaires car cette détermination exige de connaître non seulement la grandeur des différentes forces musculaires mais aussi leur direction et leur situation dans les différentes positions. Il fallait donc d'abord définir sur le squelette la direction des forces musculaires dans les différentes positions. Dans ce but, on utilisa un squelette du membre supérieur dans lequel les distances entre les points d'origine et d'insertion d'une part et l'axe du coude d'autre part, et ainsi la situation et la direction des différentes forces musculaires étaient telles que les bras de levier des muscles correspondaient autant que possible aux valeurs moyennes indiquées par Braune et Fischer. De cette façon, grâce à la connaissance des bras de levier, la ligne d'action des différentes forces musculaires intervenant dans les moments donnés par Braune et Fischer fut déterminée avec une exactitude satisfaisante.

Tableau 8. *Moments M_R de la résultante des forces musculaires pour le cas où la force des différents muscles A reste constante durant la flexion, B diminue proportionnellement à la longueur du muscle et C diminue proportionnellement au carré de la longueur du muscle.*

∢	A	B	C
	M_R	M_R	M_R
	R = constante	$R=P_o\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)$	$R=P_o\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)^2$
0°	264	264	264
5°	299	296	293
10°	340	334	329
15°	383	372	362
20°	430	414	399
25°	483	460	437
30°	540	509	475
35°	599	555	514
40°	661	602	548
45°	724	646	578
50°	789	689	603
55°	859	734	625
60°	923	763	636
65°	984	791	640
70°	1041	813	636
75°	1096	827	625
80°	1148	836	606
85°	1197	838	584
90°	1243	829	554
95°	1283	814	516
100°	1307	786	473
105°	1311	745	422
110°	1287	690	370
115°	1255	630	317
120°	1215	573	272
125°	1167	515	226
130°	1117	455	189

Le squelette du membre supérieur fut projeté sur le plan du papier, dans dix positions différentes. Dans chacune des projections, la force des six muscles fléchisseurs fut dessinée en joignant par une droite le point central d'origine et celui d'insertion de chaque muscle. On ne retint que dix positions car une détermination de la ligne d'action des muscles de 5° en 5° aurait encore allongé considérablement ce travail fastidieux sans améliorer la fiabilité du résultat. La force de chaque muscle est connue. Elle est proportionnelle à la coupe transversale du muscle dans chaque position, puisqu'on suppose une force musculaire constante. Pour chacun des dix angles de flexion choisis, les forces des différents muscles du bras et de l'avant-bras furent composées en utilisant le parallélogramme des forces, de façon à obtenir une résultante pour chacun des groupes (M_o et M_u dans les schémas). Le parallélogramme des forces construit à partir des résultantes des muscles du bras et de l'avant-bras donna une résultante globale. On trouva ainsi la

Tableau 9. *Angles formés par l'axe de l'avant-bras et l'horizontale si (I) le bras reste vertical durant la flexion (α) et si (II) le point d'application de la charge est toujours à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule (β).*

∢ (Braune et Fischer)	∢ α	cos α	∢ β	cos β
0°	84°	0,1045	87°	0,052
5°	79°	0,191	84° 20′	0,099
10°	74°	0,276	81° 50′	0,142
15°	69°	0,358	79° 20′	0,185
20°	64°	0,438	76° 50′	0,228
25°	59°	0,515	74° 20′	0,270
30°	54°	0,588	71° 45′	0,313
35°	49°	0,656	69° 10′	0,356
40°	44°	0,719	66° 40′	0,396
45°	39°	0,777	64° 10′	0,436
50°	34°	0,829	61° 40′	0,475
55°	29°	0,874	59° 10′	0,513
60°	24°	0,913	56° 35′	0,551
65°	19°	0,946	54° 0′	0,588
70°	14°	0,970	51° 20′	0,625
75°	9°	0,988	48° 50′	0,658
80°	4°	0,998	46° 20′	0,690
85°	− 1°	1,000	43° 45′	0,724
90°	− 6°	0,995	41° 15′	0,752
95°	− 11°	0,982	38° 40′	0,781
100°	− 16°	0,961	36° 05′	0,808
105°	− 21°	0,934	33° 25′	0,835
110°	− 26°	0,899	30° 50′	0,859
115°	− 31°	0,857	28° 20′	0,880
120°	− 36°	0,809	25° 35′	0,903
125°	− 41°	0,755	23° 0′	0,921
130°	− 46°	0,695	20° 10′	0,939

grandeur et la ligne d'action de la résultante R des six muscles fléchisseurs pour chacune des dix positions du membre supérieur dessinées. Les grandeurs de la résultante R sont reprises dans le tableau 7 sous R.

Détermination de H_R

Le bras de levier H_R au bout duquel la résultante R des forces musculaires agit sur le coude dans les différentes positions est le quotient du moment M_R de la résultante des forces musculaires par la grandeur de cette résultante R.

$$H_R = \frac{M_R}{R}$$

Les longueurs du bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires ainsi obtenues sont reportées dans le tableau 7 sous H_R.

Détermination de la variation relative du bras de levier de la charge H_P

Puisque la charge reste constante durant la flexion, il n'est pas nécessaire de déterminer la longueur absolue de son bras de levier H_P dans les différentes positions. Il suffit de connaître la variation relative de ce bras de levier durant la flexion. H_P atteint son maximum lorsque l'axe de l'avant-bras forme un angle droit avec le bras vertical, c.-à-d. pour un angle de flexion de 84° puisque l'extension complète (174°) est désignée comme flexion 0°. Pour une flexion à angle droit (angle de flexion 84°), son bras de levier correspond à la distance entre le point d'application de la charge dans la main et l'axe du coude. Sa longueur fut déterminée dans les dix positions choisies par rapport à cette longueur maximale. La longueur relative du bras de levier H_P dans les différentes positions, par rapport à sa longueur maximale = 1, correspond au cosinus de l'angle α formé chaque fois par l'axe de l'avant-bras et l'horizontale (tableau 9).

Les figures 14 à 19 représentent la variation quantitative de la résultante R des forces musculaires, celle de son bras de levier H_R, ainsi que celle du bras de levier H_P de la charge, de la même façon que les figures 6 à 11 de la première analyse. Ici aussi les grandeurs maximales sont représentées par la même longueur pour permettre la comparaison immédiate entre les variations quantitatives relatives des trois valeurs. Les courbes de la variation quantitative relative des trois facteurs offrent une concordance fondamentale avec celles de la première analyse (fig. 6, 7 et 8). La seule différence consiste en ce que celle du bras de levier H_R ne montre pas le point d'inflexion à 20° de la première analyse. Elle ne conserve pas la même hauteur jusqu'à 20° mais présente une certaine pente déjà entre 0° et 30°. Cette pente s'accentue considérablement dans la suite de la flexion. Cette discordance, non essentielle, s'explique comme suit.

La première analyse se base sur l'hypothèse simplificatrice que les condyles ont une

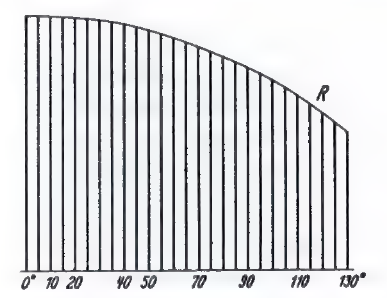


Fig. 14. Courbe de la résultante *R* des forces musculaires

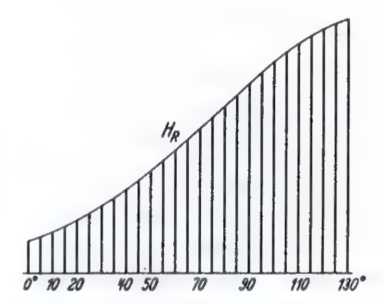


Fig. 15. Courbe du bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires

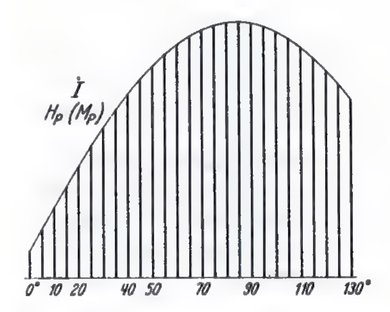


Fig. 16. Courbe du bras de levier H_P de la charge

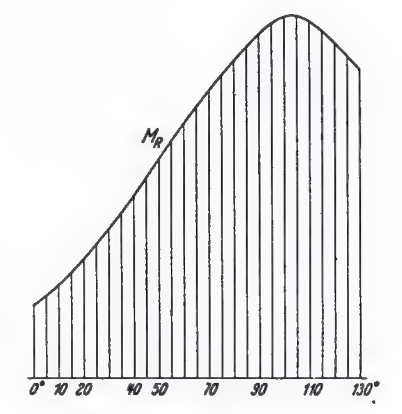


Fig. 17. Courbe du moment M_R de la résultante des forces musculaires

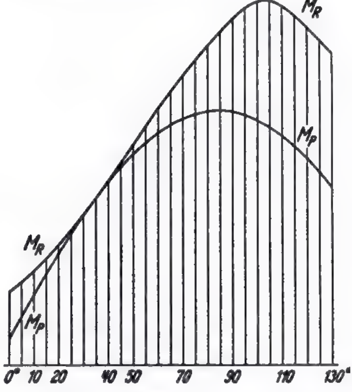


Fig. 18. Courbes du moment M_R de la résultante des forces musculaires et du moment M_P de la charge

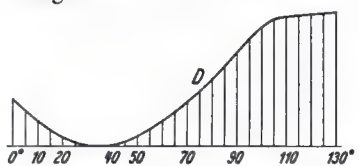


Fig. 19. Différence entre les deux moments ($M_R - M_P$)

forme cylindrique de même diamètre partout, correspondant à peu près au diamètre moyen des condyles de la préparation anatomique. On a aussi supposé que les différentes forces musculaires et la résultante globale *R* de tous les muscles fléchisseurs s'appuient directement sur les condyles huméraux à partir de 20° de flexion et jusqu'à l'extension complète. Mais Braune et Fischer ont effectué leurs recherches directement sur une préparation anatomique. Les muscles y étaient remplacés par des cordes. Comme en réalité les condyles huméraux ont des diamètres différents aux différents endroits, les muscles ou les cordes qui les remplacent et qui représentent leur force ne prennent pas appui sur les condyles huméraux simultanément mais l'un après l'autre, à intervalles plus ou moins longs, lors de l'extension du membre supérieur. D'autre part, la distance entre les

forces musculaires et l'axe articulaire du coude dépendant des diamètres différents des condyles reste plus grande pour certains muscles, plus petite pour d'autres, jusqu'à l'extension complète. De ce fait, l'effet des condyles sur le bras de levier de la résultante H_R des forces musculaires n'apparaît pas brusquement à 20° pour rester constant jusqu'à l'extension complète. Il se fait sentir plus tôt et tombe peu à peu jusqu'à une valeur plus petite que dans la première analyse. En d'autres mots, le raccourcissement progressif du bras de levier H_R de la résultante est déjà freiné par les condyles aux environs de 30° lors de l'extension du membre supérieur et, à la fin de celle-ci, il atteint une valeur plus petite que dans la première analyse pour laquelle les condyles huméraux avaient le même diamètre partout et la résultante R de toutes les forces musculaires s'appuyait directement sur eux.

En outre, dans l'expérience que Braûne et Fischer utilisèrent pour déterminer le moment à partir des raccourcissements des muscles, l'effet des condyles huméraux ne fut pas complètement pris en considération. En effet, la corde du premier radial, qui en réalité est toujours maintenu devant l'épicondyle par le fascia, glissait à côté des condyles pour une flexion peu prononcée. Ceci ressort des valeurs que Braune et Fischer attribuent à son bras de levier (moment) dans les différentes positions. Dans le tableau 2, le bras de levier du premier radial est précédé d'un signe négatif jusqu'à 10°. Jusqu'à cette position, le muscle agit sur le coude comme un extenseur. A cause de cette action d'extension jusqu'à 10°, la résultante R des forces musculaires et son moment sont un peu trop petits au début de la flexion. Ceci et les raisons données au paragraphe précédent expliquent que l'effet des condyles sur la déviation de la résultante R ne commence pas brusquement à 20°, restant alors constant de 20° à 0°, comme dans la première analyse basée sur une représentation plus schématique. Il se fait sentir plus tôt et, par une légère chute de la courbe entre 35° et 0°, conduit à une valeur relativement plus basse. *Si l'on tient compte de ces écarts, les courbes de la première et de la seconde analyse montrent la même influence régulière de la flexion sur les facteurs R, H_R, H_P, dont dépend la capacité de porter.*

Les figures 17, 18 et 19 représentent la variation des moments M_R de la résultante des forces musculaires et M_P de la charge, de même que leur différence, de façon analogue aux figures correspondantes de la première analyse. Pour la même raison, l'effet des condyles huméraux sur le moment M_R apparaît plus lent alors que, pour le reste, les courbes montrent une complète concordance avec celles de la première analyse. Il est caractéristique ici aussi qu'au début de la flexion (0°), le moment M_R de la résultante des forces musculaires est notablement plus grand que celui M_P de la charge. Il atteint sa valeur minimale aux environs de 30° où il est égal au moment de la charge. Durant le reste de la flexion, il dépasse de plus en plus le moment de la charge M_P.

Ainsi, dans la deuxième analyse, aussi bien les courbes des facteurs R, H_R et H_P que celles des moments M_R et M_P et de leur différence D présentent la même allure régulière que dans la première analyse.

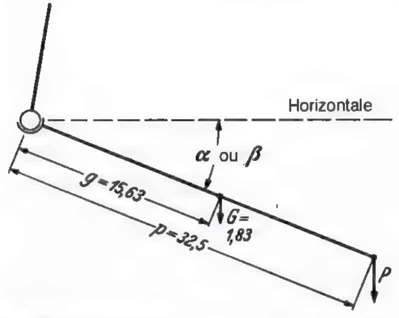


Fig. 20. Détermination de la somme des moments du poids de l'avant-bras et de la charge. Explication des lettres dans le texte

Détermination de la capacité de porter T

Dans ces conditions plus proches de la réalité, la capacité de porter ne peut pas être déterminée de la même façon que pour la représentation schématique des conditions anatomiques. Dans cette dernière, le poids de l'avant-bras était négligé. Ainsi, à part la charge supportée P qui mesure la capacité de porter, il n'y avait pas d'autre poids pour s'opposer au moment M_R de la résultante des forces musculaires. Il s'agit d'une simplification qui ne correspond pas à la réalité. En effet, le poids propre de l'avant-bras et

Tableau 10. *Capacité de porter du membre supérieur durant la flexion du coude lorsque le bras est vertical (I), pour le cas où la force des différents muscles A reste constante durant la flexion, B diminue proportionnellement à la longueur et C diminue proportionnellement au carré de la longueur.*

∢ (Braune et Fischer)	A	B	C
	T_I R = constante kg	T_I $R=R_o\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)$ kg	T_I $R_o=R\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)^2$ kg
0°	76,9	76,9	76,9
5°	47,3	46,8	46,4
10°	37,0	36,3	35,8
15°	32,0	31,1	30,2
20°	29,4	28,3	27,2
25°	28,0	26,6	25,2
30°	27,4	25,8	24,0
35°	27,2	25,2	23,2
40°	27,4	24,9	22,5
45°	27,8	24,7	22,0
50°	28,4	24,7	21,5
55°	29,4	24,9	21,1
60°	30,2	24,8	20,5
65°	31,1	24,9	19,9
70°	32,1	24,9	19,3
75°	33,3	24,9	18,6
80°	34,5	24,9	17,8
85°	35,9	24,9	17,1
90°	37,6	24,8	16,3
95°	39,4	24,6	15,3
100°	41,0	24,3	14,3
105°	42,3	23,7	13,0
110°	43,2	22,7	11,8
115°	44,2	21,7	10,5
120°	45,4	20,9	9,5
125°	46,7	20,1	8,3
130°	48,6	19,3	7,5

de la main agit dans le même sens que la charge P qui indique la capacité de porter. C'est la grandeur de cette charge qui seule doit être déterminée. Dans la présente analyse, elle se déduit du fait que c'est la somme des moments de la charge $P=(P\cdot p)$ et du poids propre $G=(G\cdot g)$ de l'avant-bras et de la main qui équilibre le moment M_R de la résultante des forces musculaires. On a:

$M_R=(P\cdot p+G\cdot g)$ * (fig. 20).

* p et g sont les bras de levier au bout desquels respectivement P et G agissent sur le coude.

Le poids G de l'avant-bras et de la main (1,83 kg) fut repris du travail de O. Fischer concernant le centre de gravité du corps humain. C'est sur la base du même travail que la distance entre le centre de gravité G et l'axe articulaire du coude, soit 15,63 cm, fut déterminée. La distance mesurée sur le squelette entre la charge (au niveau de la tête du 2ème métacarpien) et l'articulation du coude vaut 32,5 cm.

La grandeur de la charge portée par la main, c.-à-d. la capacité de porter du membre supérieur, s'obtient pour chaque position

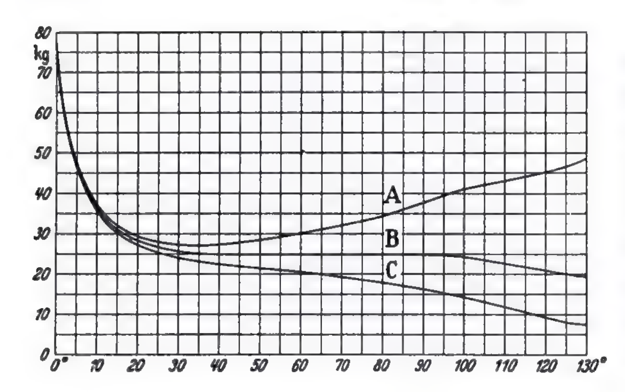


Fig. 21. Courbe de la capacité de porter du membre supérieur durant la flexion du coude. En ordonnées, la force en kg, en abscisses la flexion du coude (en partant d'un angle de flexion de l'avant-bras sur le bras de 174° = extension complète = 0° de flexion), A en supposant une force musculaire constante, B en supposant une diminution de la force musculaire proportionnelle à la «longueur», C en supposant une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la «longueur»

d'après l'équation:

$$P = \frac{M_R}{p \cdot \cos\alpha} - \frac{G \cdot g}{p}$$

dans laquelle α désigne l'angle que l'axe de l'avant-bras forme avec l'horizontale (84° moins l'angle indiqué en abscisses dans les courbes de Braune et Fischer). Ses valeurs pour les différentes positions sont reprises dans le tableau 9.

$$P = \frac{M_R}{32{,}5 \cdot \cos\alpha} - \frac{1{,}83 \cdot 15{,}63}{32{,}5}$$

$$P = \frac{M_R}{32{,}5 \cdot \cos\alpha} - 0{,}88$$

Les valeurs de P mesurent la capacité de porter. Elles furent cherchées pour les dix positions désignées et sont reprises dans le tableau 10 sous A (T_I). La courbe de la capacité de porter est désignée par A dans la fig. 21. Les deux courbes B et C correspondent aux hypothèses de Braune et Fischer d'après lesquelles la force motrice des différents muscles diminue durant la flexion proportionnellement à la «longueur» (B) ou proportionnellement au carré de la «longueur» (C) de ceux-ci. Les valeurs correspondantes sont reportées dans le tableau 10 sous B et C (T_I).

La courbe A, correspondant à une force constante des muscles, montre que *la capacité de porter du membre supérieur est de loin maximale au début de la flexion. Elle tombe ensuite rapidement à sa valeur minimale qui se situe aux environs de 30° de flexion. Elle augmente enfin progressivement jusqu'à la fin de la flexion.* Si l'on tient compte de l'écart mentionné, dû à la forme différente des condyles huméraux dans les deux analyses, les courbes de la capacité de porter présentent la même régularité dans la première et dans la seconde analyse.

Les résultats concordants des deux analyses effectuées dans des conditions différentes montrent clairement l'influence régulière qu'exerce la flexion sur la capacité de porter du membre supérieur.

Comparons la courbe A indiquant la capacité de porter, de la fig. 21, avec celles déterminées par Braune et Fischer pour le moment des muscles fléchisseurs fig. 1 a et, plus spécialement, avec celle du moment M_R de la résultante des forces musculaires obtenue à partir des courbes précédentes et seule importante (fig. 13 A). Il apparaît que les deux courbes (fig. 21 A et fig. 13 A) présentent des caractères exactement opposés. La courbe du moment des muscles fléchisseurs est convexe. Celle de la capacité de porter est concave. *Il est donc clair qu'entre la grandeur du moment des muscles fléchisseurs et celle de la capacité de porter, il n'existe aucune relation directe, comme Braune et Fischer et R. Fick l'admettent. Au contraire, le moment des muscles fléchisseurs et la capacité de porter varient dans des rapports inverses.*

Troisième analyse

Influence de la position du bras sur la capacité de porter du membre supérieur au cours de la flexion du coude

Les deux analyses précédentes ont été effectuées en supposant que le bras était vertical durant la flexion du coude. La courbe de la capacité de porter de ces deux analyses présente le même caractère régulier. Elle résulte du rapport entre le moment de la résultante des forces musculaires et celui de la charge dans les différentes positions. Le moment de la force musculaire dépend de la force des différents muscles et de leur bras de levier, c.-à-d. de facteurs inhérents à l'anatomie du membre supérieur. Par conséquent, pour une position du coude donnée, il est invariable et ne dépend pas de la situation du bras dans l'espace. Par contre, le moment de la charge est déterminé par une force extérieure, le poids de la charge, et par le bras de levier au bout duquel celle-ci agit sur le coude. La ligne d'action d'une charge supportée est toujours verticale. Son bras de levier ne dépend donc pas seulement de l'angle de flexion du coude mais aussi de l'orientation du bras.

Les schémas fig. 22 à 24 le montrent. La fig. 22 indique la variation du bras de levier *h* de la résultante des forces musculaires *M*

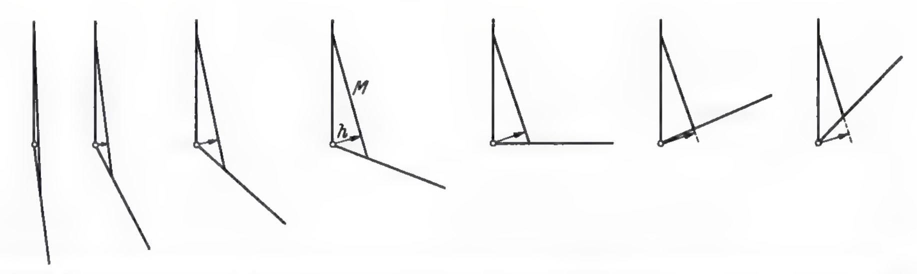


Fig. 22. Variation du bras de levier *h* de la résultante des forces musculaires *M* lorsque le bras est vertical

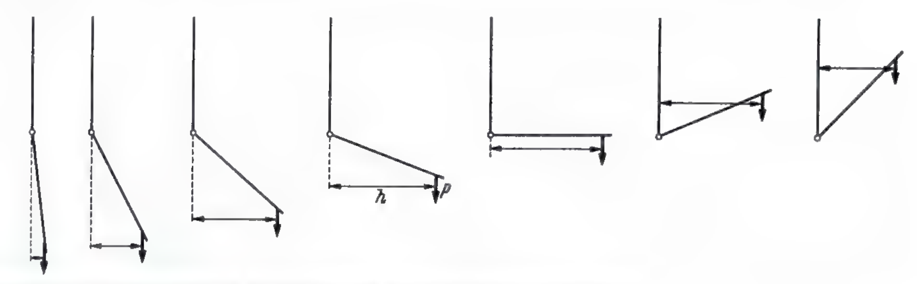


Fig. 23. Variation du bras de levier *h* de la charge *P* lorsque le bras est vertical

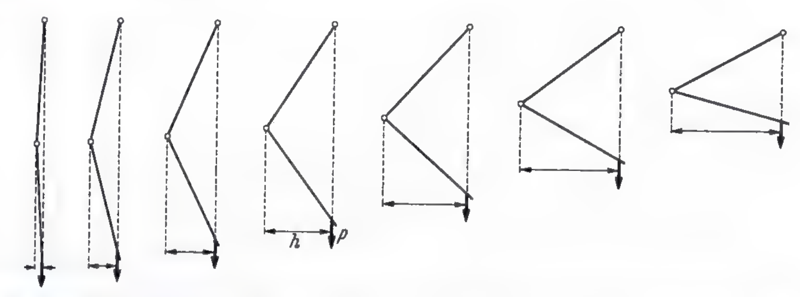


Fig. 24. Variation du bras de levier *h* de la charge *P* lorsque le point d'application de la charge est toujours à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule

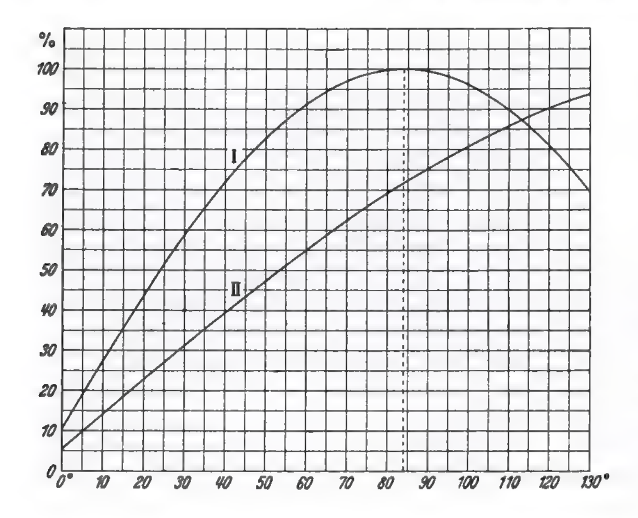


Fig. 25. I Courbe du bras de levier H_P de la charge lorsque le bras est vertical. II Courbe du bras de levier H_P de la charge lorsque le point d'application de cette charge reste à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule durant la flexion (0° à 130°)

durant la flexion, lorsque le bras est vertical. Cette longueur est exactement la même pour toutes les autres orientations du bras. Les fig. 23 et 24 représentent le bras de levier *h* de la charge *P* et sa variation, à la fig. 23 dans le cas où le bras reste vertical durant la flexion, à la fig. 24 dans le cas où le bras est relevé vers l'arrière (rétropulsion), chaque fois de façon telle que le point d'application de la charge se trouve toujours à l'aplomb du centre de l'épaule.

Lorsque le bras est vertical (fig. 23), le bras de levier de la charge est déjà relativement long à 0°. Il atteint sa longueur maximale pour une flexion à l'angle droit et se raccourcit pour une flexion plus prononcée. Lorsque le bras est en rétropulsion, il est relativement court à 0° (fig. 24) mais s'allonge de plus en plus jusqu'à la fin de la flexion (130°). Jusqu'à environ 115°, il reste plus court que lorsque le bras est vertical. Mais au-delà il continue à s'allonger alors qu'il se raccourcit lorsque le bras est vertical (fig. 24).

C'est le rapport entre le moment de la force musculaire et celui de la charge qui détermine la capacité de porter. La variation du moment de la force musculaire durant la flexion est la même quelle que soit l'orientation du bras. Par contre, le moment de la charge varie d'après l'orientation du bras. Par conséquent, celle-ci exerce un effet décisif sur la capacité de porter du bras et sur la variation de cette capacité durant la flexion.

Dans l'analyse suivante, l'effet de la rétropulsion du bras sur la capacité de porter du membre supérieur est examinée à partir d'un exemple. L'analyse se base sur la position du bras qui est adoptée automatiquement lorsque l'on soulève une lourde charge à partir du sol. Dans cette position, le point d'application de la charge reste à l'aplomb du centre de l'épaule durant toute la flexion du membre supérieur. On se base aussi sur les conditions anatomiques de la seconde analyse.

On détermine la variation quantitative de la résultante des forces musculaires, de son bras de levier et de son moment de la même façon que dans la seconde analyse. Comme il fallait s'y attendre, le résultat est exactement le même. Les courbes correspondent à celles de la seconde analyse où le bras est maintenu vertical (fig. 26, 27 et 29), puisque l'orientation du bras n'exerce aucune influence sur la grandeur de *R* ni sur celle de H_R durant la flexion. Ces grandeurs dépendent exclusivement de l'angle de flexion du coude.

Pour trouver la variation du bras de levier de la charge, on utilisa l'équation de la seconde analyse :

$$P = \frac{M_R}{p \cdot \cos\alpha} - \frac{G \cdot g}{p}$$

dans laquelle on remplaça l'angle α par l'angle β. L'ouverture de cet angle β fut déterminée graphiquement pour chaque position et est indiquée au tableau 9. La fig. 25 permet de comparer la variation du bras de levier H_P de la charge (courbe II) lorsque le bras est en

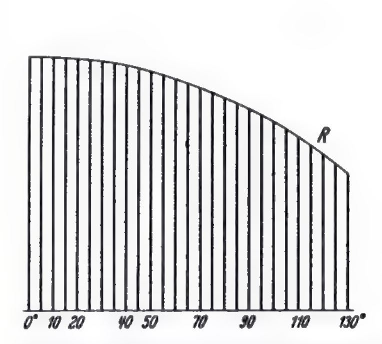


Fig. 26. Courbe de la résultante R des forces musculaires

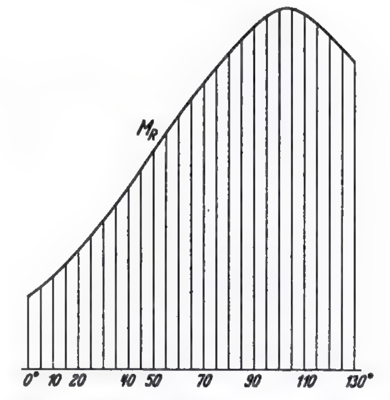


Fig. 29. Courbe du moment M_R de la résultante des forces musculaires

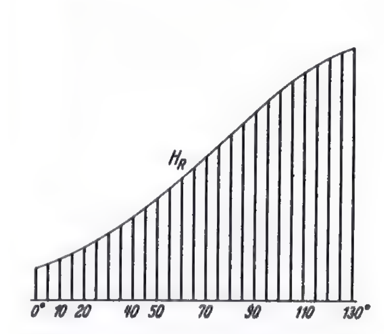


Fig. 27. Courbe du bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires

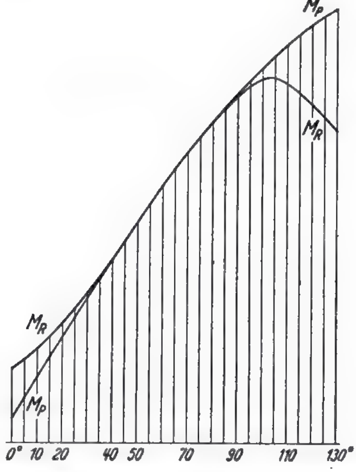


Fig. 30. Courbes du moment M_R de la résultante des forces musculaires et du moment M_P de la charge

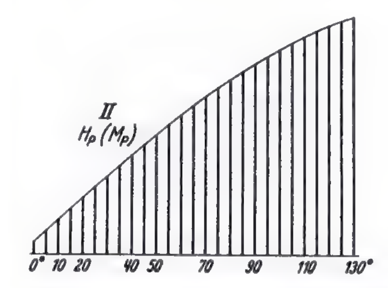


Fig. 28. Courbe du bras de levier H_P de la charge

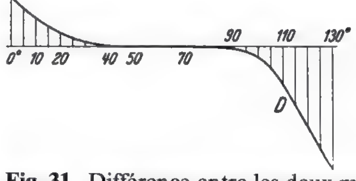


Fig. 31. Différence entre les deux moments $(M_R - M_P)$

rétropulsion et lorsqu'il est maintenu vertical (courbe I). Elle représente l'effet régulier d'une rétropulsion de plus en plus prononcée du bras durant la flexion du coude, sur la longueur du bras de levier de la charge. Il faut remarquer que celui-ci (courbe II) s'allonge progressivement et presque linéairement jusqu'à la fin de la flexion. Jusqu'à environ 115° de flexion, il reste cependant plus court que lorsque le bras est vertical. Ce n'est qu'au-delà de 115° de flexion qu'il devient plus long.

Les fig. 26 à 31 représentent à nouveau les variations de R, H_R et H_P ainsi que celles des

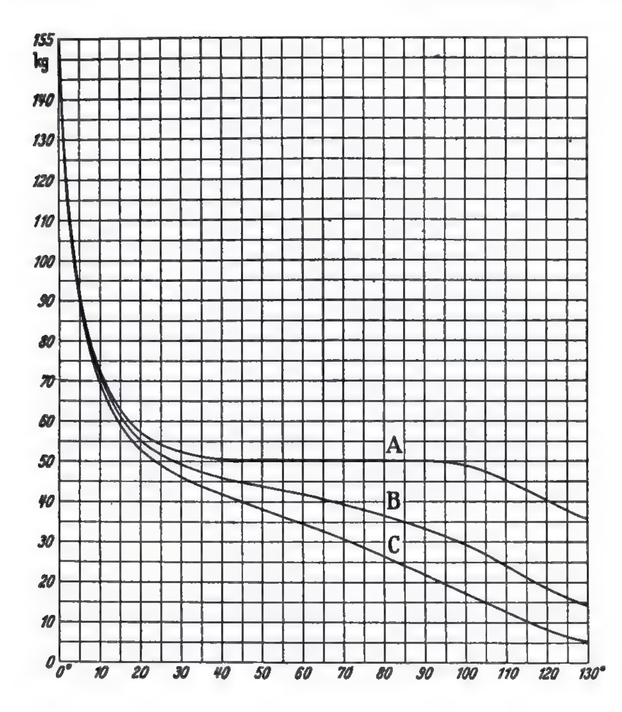


Fig. 32. Courbe de la capacité de porter lorsque le point d'application de la charge reste à aplomb du centre de rotation de l'épaule durant la flexion du coude. A pour une force musculaire constante, B pour une diminution de la force musculaire proportionnelle à la «longueur», C pour une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la «longueur»

moments M_R et M_P* et celles de leur différence de la même façon que les fig. 14 à 19 de la deuxième analyse, de façon à permettre la comparaison. La variation de R et de H_R et celle du moment M_R de la résultante des forces musculaires sont exactement les mêmes que lorsque le bras est vertical. Celle de H_P présente l'écart caractéristique décrit ci-dessus. Le moment M_P de la charge est considérablement plus petit au début de la flexion que celui de la force musculaire M_R. Il atteint la même grandeur entre 30° et 40° de flexion et il la garde jusqu'à environ 85°. Il devient ensuite progressivement plus petit. La courbe de la différence D entre les deux moments l'exprime (fig. 31).

La courbe de la capacité de porter A (fig. 32) illustre le comportement caractéristique du bras de levier de la charge lorsque le bras est en rétropulsion. Comparons-la à celle de la capacité de porter A lorsque le bras est maintenu vertical (fig. 21): *la capacité de porter non seulement est plus grande au début de la flexion lorsque le bras est rétropulsé que lorsqu'il est vertical (155 par rapport à 75 kg) mais, après une même diminution rapide de 50 kg, elle garde une valeur plus élevée jusqu'à environ 100° de flexion. Ensuite, elle diminue rapidement, contrairement à ce qui se passe lorsque le bras est vertical.*

Les courbes B et C furent à nouveau calculées à partir de la courbe A en supposant que la force des différents muscles diminue durant la flexion proportionnellement à la «longueur» (B) ou proportionnellement au «carré de la longueur» (C) des muscles (voir tableau 11).

Les trois analyses concordent donc. La capacité de porter atteint son maximum au début de la flexion du coude.

La distribution de la capacité de porter durant la flexion du coude, telle qu'elle a été déterminée, est en contradiction avec l'observation faite par Braune et Fischer sur une préparation et qui a été l'occasion de leurs recherches:

«Si on saisit une corde attachée au point d'insertion d'un muscle fléchisseur quelconque et si on la tire dans la direction du muscle, on remarque

---

* Pour construire la courbe de M_P, on a de nouveau choisi la charge telle que les courbes M_R et M_P coïncident à environ 30°, de façon à faciliter la comparaison entre les caractères de la variation quantitative des deux courbes. En réalité, la courbe de H_P serait beaucoup plus basse si l'on se basait sur les valeurs absolues des bras de levier H_R et H_P.

Tableau 11. *Capacité de porter du membre supérieur durant la flexion lorsque le point d'application de la charge est à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule (II), pour le cas où la force des différents muscles A reste constante durant la flexion, B diminue proportionnellement à la longueur et C diminue proportionnellement au carré de la longueur.*

∢ (Braune et Fischer)	A	B	C
	T_{II} R = constante kg	T_{II} $R=R_o\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)$ kg	T_{II} $R=R_o\left(1-\frac{10}{17v_1}V\right)^2$ kg
0°	155,0	155,0	155,0
5°	92,1	91,2	90,3
10°	72,8	71,4	70,4
15°	62,8	61,0	59,4
20°	57,2	55,0	53,0
25°	54,2	51,6	49,0
30°	52,2	49,2	45,9
35°	50,9	47,1	43,5
40°	50,5	45,9	41,7
45°	50,2	44,8	39,9
50°	50,2	43,7	38,2
55°	50,6	43,1	36,6
60°	50,7	41,8	34,7
65°	50,6	40,6	32,6
70°	50,4	39,2	30,5
75°	50,4	37,8	28,4
80°	50,3	36,4	26,2
85°	50,0	34,7	23,9
90°	50,0	33,0	21,8
95°	49,7	31,2	19,5
100°	49,0	29,1	17,1
105°	47,5	26,6	14,7
110°	45,3	23,8	12,4
115°	43,0	21,1	10,2
120°	40,5	18,6	8,4
125°	38,1	16,3	6,7
130°	35,7	14,0	5,3

que, malgré une traction aussi uniforme que possible, l'élévation de l'avant-bras s'effectue très difficilement au début puis devient brusquement plus rapide et plus facile.»

Au contraire, nos trois analyses montrent que la capacité de porter est de loin la plus grande au début de la flexion. C'est donc au début de la flexion que l'élévation de l'avant-bras devrait s'effectuer le plus facilement et non pas le plus difficilement, comme c'est le cas dans l'observation de Braune et Fischer. Mais Braune et Fischer ont certainement bien observé. Par ailleurs, le résultat de l'analyse ne peut pas être mis en doute. La contradiction ne peut donc être qu'apparente.

Comme l'ont montré les analyses, la variation de la capacité de porter durant la flexion ne dépend pas seulement de l'ouverture de l'angle de flexion mais aussi de l'orientation

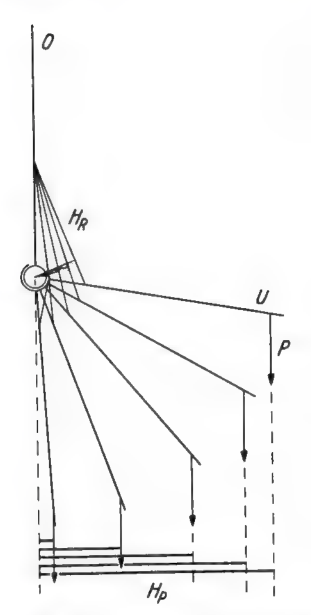


Fig. 33. Lorsque le bras est vertical, le bras de levier H_P de la charge P est minimal au début de la flexion et augmente continuellement avec celle-ci

Fig. 34. Pour une position à peu près horizontale du bras, le bras de levier H_P de la charge P est maximal au début de la flexion et se raccourcit progressivement au cours de celle-ci. Le bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires est par contre minimal au début de la flexion, que le bras soit vertical ou horizontal, et s'allonge durant la flexion de la même façon dans les deux cas

du bras. Celle-ci exerce une influence décisive sur le bras de levier de la charge aux différents degrés de flexion. Lorsque le bras est vertical ou incliné en avant, la capacité de porter est de loin maximale au début de la flexion puisqu'entre 0° et 20° le bras de levier de la charge est relativement plus court que celui de la force musculaire et qu'il s'allonge progressivement au cours de la flexion. Les deuxième et troisième analyses le montrent. Les conditions sont exactement inverses lorsque le bras est plus horizontal. Alors, au début de la flexion, le bras de levier de la charge est très long par rapport à celui de la force musculaire et il se raccourcit de plus en plus lorsque la flexion s'accentue. En d'autres mots, lorsque le bras est plus horizontal, l'élévation de l'avant-bras doit provoquer le plus de difficulté au début et devenir de plus en plus facile lorsque la flexion s'accentue, si une traction constante est exercée sur la corde.

Les fig. 33 et 34 l'illustrent. Pour n'importe quelle position du bras, la variation du bras de levier H_R de la résultante des forces musculaires est exactement la même. Lorsque le bras est vertical, le bras de levier H_P de la charge est le plus court au début de la flexion et s'allonge de plus en plus lorsque celle-ci progresse (fig. 33). Lorsque le bras est à peu près horizontal, par contre, le bras de levier H_P de la charge est le plus long au début de la flexion et diminue progressivement quand celle-ci progresse (fig. 34).

L'observation de Braune et Fischer est donc correcte dans le cas où le bras est presque horizontal. Il faut donc supposer que Braune et Fischer ont effectué leur expérience alors que le bras se trouvait dans cette position, par exemple étendu sur une table. La flexion s'effectuait dans un plan perpendiculaire à la table [3].

Ceci explique l'apparente contradiction entre les observations de Braune et Fischer et le résultat de l'analyse. Ceci démontre en même temps que ce qui a été observé lors de la traction sur le muscle de la préparation n'est pas dû à l'augmentation du moment des muscles fléchisseurs mais s'explique par le raccourcissement progressif du bras de levier de la charge.

[3] On trouvera page 296 la formule permettant de déterminer la capacité de porter pour n'importe quel degré de flexion du coude, position du bras et direction de la charge.

Quatrième analyse

Les deuxième et troisième analyses ont étudié la capacité de porter de l'avant-bras au moyen de deux exemples particuliers, c.-à-d. pour une position et pour un mouvement du bras bien déterminés. La quatrième analyse étudie l'influence fondamentale de la position et de la mobilisation du bras sur l'évolution de la capacité de porter. On recherchera la relation entre l'inclinaison de l'axe du bras et la ligne d'action de la charge d'une part, et l'évolution de la capacité de porter de l'avant-bras au cours de la flexion du coude d'autre part.

Comme l'a montré la première analyse, la courbe de la capacité de porter dépend du rapport entre la variation du moment des muscles fléchisseurs et celle du bras de levier de la charge.

La variation du moment de la résultante des forces musculaires ne dépend que de l'anatomie du membre supérieur. Par conséquent, seul le mouvement du coude la détermine, au cours de la flexion. L'inclinaison du bras par rapport à la ligne d'action de la charge n'exerce aucun effet sur la courbe du moment des muscles fléchisseurs.

Au contraire, la modification du bras de levier de la charge ne dépend pas seulement de la flexion du coude mais aussi de l'inclinaison de l'axe du bras par rapport à la ligne d'action de la charge. Cette relation se conforme à une loi bien déterminée, comme les explications précédentes l'ont montré. *Finalement, c'est par son effet sur le bras de levier de la charge que l'orientation du bras influence la capacité de porter.*

Pour déterminer l'influence que l'inclinaison du bras exerce sur l'évolution de la capacité de porter, il faut connaître :

1. l'effet de la flexion du coude sur le moment des muscles fléchisseurs.
2. l'effet de la flexion du coude sur le bras de levier de la charge et
3. l'effet qu'exerce sur le bras de levier de la charge l'inclinaison du bras par rapport à la ligne d'action de cette charge.

Dans les analyses précédentes, nous venons de déterminer théoriquement l'effet de la flexion du coude sur le moment des muscles fléchisseurs, en partant de conditions simplificatrices. Dans la préparation anatomique qui a servi à la recherche de BRAUNE et FISCHER, les muscles étaient remplacés par des cordes. Ceci entraîne certains écarts dans le comportement du bras de levier de la ré-

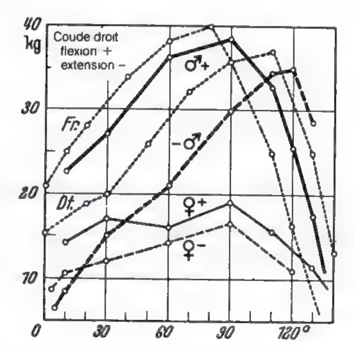


Fig. 35. Courbes du moment de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant la flexion du coude (d'après BETHE et FRANKE)

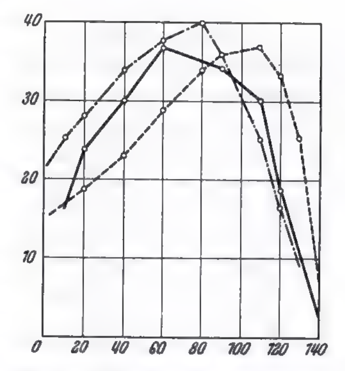


Fig. 36. Courbes du moment de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant la flexion du coude (d'après FRANKE)

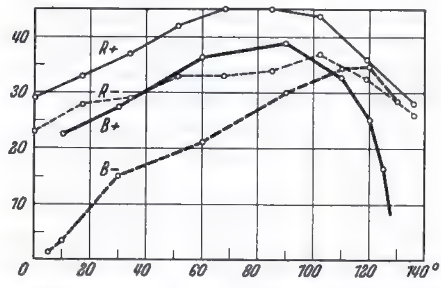


Fig. 37. Courbes du moment de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant la flexion du coude (d'après REIJS)

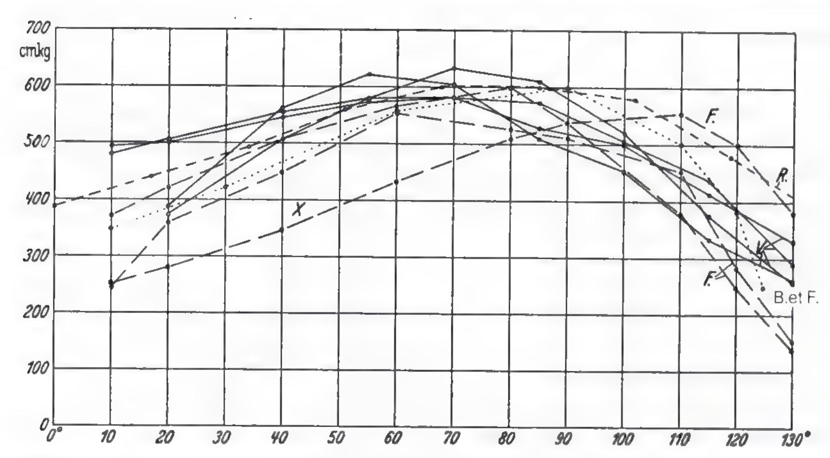


Fig. 38. Comparaison des courbes des fig. 35 à 37 et de quatre expériences personnelles, ramenées à un même niveau. *B* et *F* d'après Bethe et Franke, *F* d'après Franke, *R* d'après Reijs, *V* d'après nos expériences personnelles

sultante des forces musculaires, par rapport à la réalité. D'autre part, les auteurs admettaient l'hypothèse simplificatrice que la force musculaire diminue durant la flexion, proportionnellement au carré de la longueur du muscle. Cette hypothèse ne correspond pas non plus exactement à la réalité, comme une vérification des bases utilisées par Braune et Fischer le montra. Ces deux inexactitudes ne peuvent entraîner aucun écart essentiel entre la courbe déterminée théoriquement et celle du moment des muscles fléchisseurs chez l'homme vivant. Il ne parut cependant pas souhaitable de baser l'analyse fondamentale ultérieure sur la courbe obtenue théoriquement, d'autant plus que la courbe du moment des muscles fléchisseurs peut être déterminée chez l'homme vivant avec une exactitude satisfaisante. Elle l'a été par les physiologistes Bethe et Franke, Franke et Reijs, à l'aide d'un dynamomètre spécialement construit. Le dynamomètre fut fabriqué de façon à ce que l'axe de rotation du bras de levier du moment s'opposant à la flexion de l'avant-bras correspondît à l'axe du coude. La résistance mesurable agissait toujours perpendiculairement à l'axe de l'avant-bras à la même distance de l'axe du coude. Par conséquent, la grandeur de la force à laquelle l'avant-bras exerçant un effort maximum peut encore résister, dans les différentes positions du coude, indique directement le moment des muscles pour la position choisie, le bras de levier donné restant constant.

Les fig. 35 à 37 reprennent les courbes du moment des muscles fléchisseurs déterminées par les différents auteurs. Pour mettre en évidence l'équation des différentes courbes et permettre de comparer celles-ci immédiatement l'une à l'autre, il fallait d'abord les ramener à la même échelle et avant tout ajuster leur niveau. En effet, l'équation d'une courbe n'est pas déterminée uniquement par sa pente mais par le rapport entre celle-ci et la hauteur de la courbe à l'endroit considéré [4] (fig. 38).

Outre ces courbes, on reporta aussi dans le même dessin quatre courbes du moment des muscles fléchisseurs résultant d'une vérification expérimentale personnelle sur la capacité de porter, décrite plus en détail à la page 300. Les courbes de toutes les expériences présentent une très bonne concordance quant à leur caractère fondamental, même si elles montrent certains écarts individuels. Ceux-ci sont provoqués en partie par des im-

[4] En évaluant les courbes *R* + et *B* + de la fig. 37, Reijs a commis une petite erreur. Se basant sur leurs parcours à peu près parallèles, il conclut à une «concordance presqu'absolue» entre les courbes. D'après les règles qui régissent des courbes dans un système de coordonnées, il ressort que, si deux courbes sont parallèles mais situées à des hauteurs différentes, ces deux courbes ne concordent pas. Cela apparaît clairement si l'on compare les deux courbes de la fig. 38. (Courbe *R* et celle de Braune et Fischer) où elles sont ramenées au même niveau.

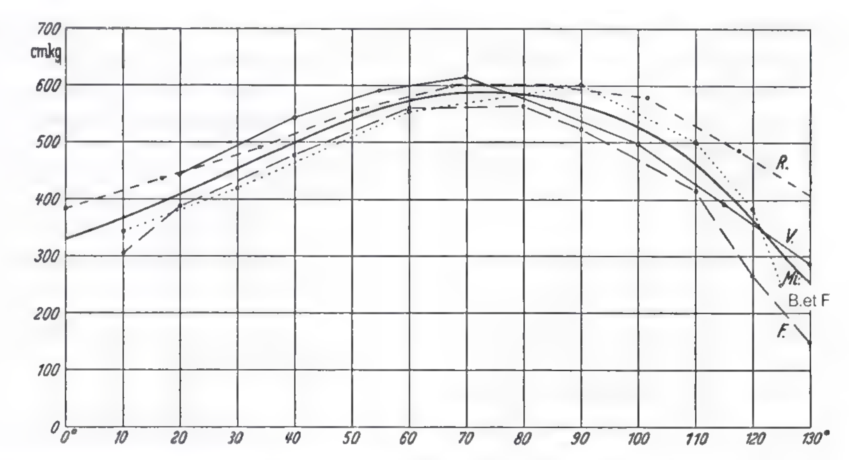


Fig. 39. Courbes des valeurs moyennes provenant des expériences des différents auteurs (*B* et *F, F,* R, *V*) et courbe des valeurs moyennes *Mi* à partir de ces quatre courbes

précisions inévitables des expériences [5], en partie par des variations anatomiques individuelles. La seule courbe qui s'écarte essentiellement de toutes les autres est celle de FRANKE désignée par *X*. Si on néglige cette dernière, parce que sans aucun doute elle s'écarte fortement du type général, et si on ramène toutes les autres à une courbe moyenne, on peut à bon droit supposer que celle-ci représente avec une très bonne approximation la courbe typique du moment des muscles fléchisseurs.

On obtint la courbe moyenne à partir de l'ensemble des courbes individuelles de la façon suivante. D'abord, on fit la moyenne des valeurs des deux courbes de FRANKE retenues (F) de même que celle des valeurs des moments des muscles fléchisseurs dans les différentes positions de flexion, valeurs obtenues par nos quatre expériences sur la capacité de porter. Des courbes furent tracées reliant les valeurs moyennes respectives de ces deux séries d'expériences, d'autres reliant les valeurs moyennes des expériences de BETHE et FRANKE (♂+) et REIJS (*R*+) (fig. 35 et 37). Ensuite ces quatre courbes furent de nouveau ramenées à une courbe moyenne (*Mi*) (fig. 39).

Pour permettre de comparer la courbe moyenne (*Mi*) des expériences pratiques avec celle (*Th*) de l'analyse théorique (C dans la fig. 13), toutes deux furent reportées dans le même diagramme, ajustées à la même hauteur (fig. 40).

Les deux courbes montrent une très bonne concordance en ce qui concerne leur caractère fondamental. Mais, comme il fallait s'y attendre, elles s'écartent l'une de l'autre à certains endroits. Ainsi, au début de la flexion, la courbe théorique en pointillé *Th* est plus bas que la courbe moyenne provenant des expériences pratiques *Mi* et n'atteint la même hauteur qu'aux environs de 25° de flexion. Cet écart s'explique par la méthode de recherche de BRAUNE et FISCHER. La longueur du bras de levier des muscles fléchisseurs et ainsi le moment de la résultante des forces musculaires tombent en fin d'extension à des valeurs plus basses que ce n'est le cas dans l'organisme. D'abord, dans la préparation anatomique, les cordes qui représentent les différents muscles s'appuient directement sur les condyles huméraux alors que, dans l'organisme, les résultantes musculaires, se trouvant au centre des muscles et des tendons, restent jusqu'à l'extension complète à une plus grande distance des condyles et de l'axe du coude. D'autre part, le bras de levier au bout duquel la corde du premier radial agit en flexion sur le coude de la préparation prend un signe négatif et agit donc en extension, après que cette corde se soit luxée, au voisinage de la limite d'extension. Dans l'organisme, ce muscle reste fléchisseur jusqu'à l'extension complète. A cause de ces deux

[5] Ainsi BETHE et FRANKE remarquent que l'erreur de lecture des angles est grande et atteint 5° à 10° à cause de la difficulté de centrer et d'écarter les parties molles.

faits dépendant des particularités de la recherche de Braune et Fischer, le bras de levier des muscles fléchisseurs et le moment de la résultante des forces musculaires tombent en fin d'extension à des valeurs plus petites dans l'analyse théorique que dans l'organisme.

Plus loin, l'écart entre les courbes s'explique aussi de façon satisfaisante, si l'on considère la différence caractéristique entre la courbe de la diminution de force dans un muscle isolé de grenouille et la courbe d'une diminution de force musculaire exactement proportionnelle au carré de la longueur du muscle[6]. C'est sur cette hypothèse que se base la courbe déterminée théoriquement.

S'appuyant sur les résultats des recherches de Hermann sur le muscle isolé de grenouille, Braune et Fischer avaient calculé cette dernière relation. Cependant, comme le montre une vérification personnelle des résultats de la recherche de Hermann, lors du raccourcissement du muscle isolé de grenouille, la force ne diminue pas de façon exactement proportionnelle à la longueur mais s'écarte de façon caractéristique de cette règle. Les développements suivants le montrent.

[6] Par «longueur», on entend la différence entre la longueur réelle du muscle raccourci et la longueur de ce muscle lors du raccourcissement maximal possible, c.-à-d. un raccourcissement atteignant 85% de la longueur maximale du muscle.

Des six expériences dont Hermann donne les résultats, quatre se rapportent à des mouvements isolés et deux à des mouvements tétaniques. Les valeurs furent déterminées pour un raccourcissement progressif du muscle jusqu'à ce que la force musculaire fût tombée à zéro et ensuite de la même façon, à rebours, pour un allongement progressif du muscle. Mais seule la première moitié de la recherche donna chaque fois des valeurs significatives. C'est pourquoi celles-ci seront seules retenues pour l'analyse suivante.

Le diagramme fig. 41 reprend, à l'échelle, les valeurs des six expériences. Les abscisses indiquent les raccourcissements (en millimètres) et les ordonnées les poids (en grammes). Les valeurs de chaque expérience furent reliées par les lignes 1 à 6. Les valeurs se trouvant sur les lignes 1 à 4 se rapportent aux recherches sur des mouvements isolés, celles sur les lignes 5 et 6 aux recherches sur des mouvements tétaniques.

Pour comparer directement leurs caractères et pour permettre de déterminer leur équation, les courbes furent ramenées à la même échelle: le poids maximal soulevé et le raccourcissement maximal furent représentés par les mêmes grandeurs pour toutes les expériences (fig. 42). Les courbes 1 à 4, d'une part, présentent à peu près le même caractère. Il en est de même d'autre part, des courbes 5 et 6. Mais les caractères de ces deux groupes sont différents. Pour détermi-

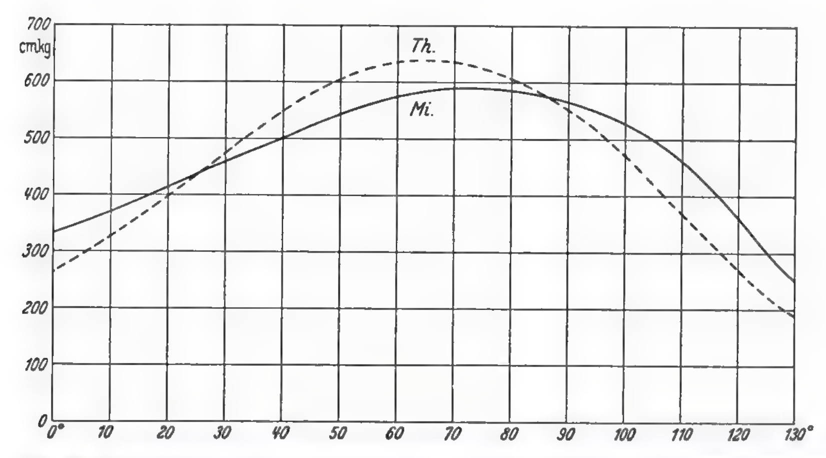
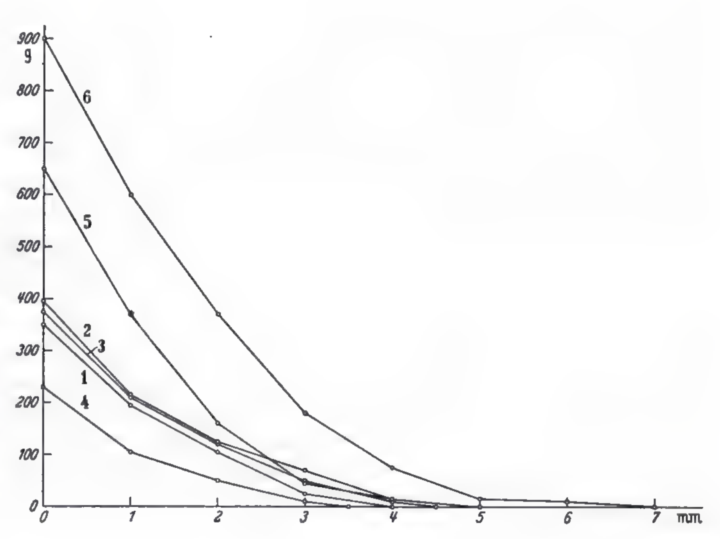


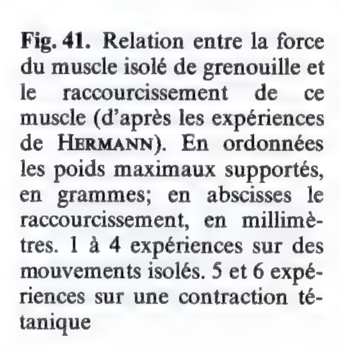
Fig. 40. Juxtaposition de la courbe des valeurs moyennes (*Mi*) du moment des muscles fléchisseurs agissant sur le coude et de la courbe théorique correspondante *Th* pour l'hypothèse d'une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la «longueur» (voir fig. 13 courbe C)

ner l'équation des courbes, on ajouta au même diagramme les courbes mathématiques des équations du 2e et du 3e degré. Leur début et leur fin coïncident avec les courbes 1 à 6 (lignes pointillées). Pour la courbe pointillée 2, la diminution de la force musculaire serait exactement proportionnelle au carré de la longueur d'après l'équation :

$$P = P_0\left(1 - \frac{V}{v}\right)^2$$

Et, pour la courbe pointillée 3, la diminu-




Fig. 41. Relation entre la force du muscle isolé de grenouille et le raccourcissement de ce muscle (d'après les expériences de HERMANN). En ordonnées les poids maximaux supportés, en grammes; en abscisses le raccourcissement, en millimètres. 1 à 4 expériences sur des mouvements isolés. 5 et 6 expériences sur une contraction tétanique

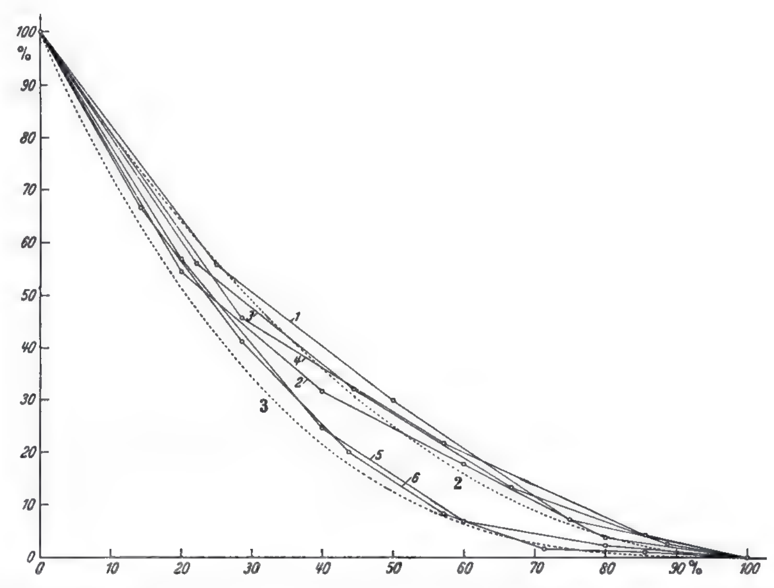


Fig. 42. Les six courbes de la fig. 40 sont ramenées à une échelle comparable de façon telle que la force maximale et le raccourcissement maximal des différents muscles sont considérés comme valant 100%. En outre, deux courbes théoriques sont tracées en pointillés : **2** courbe de la fonction $P = P_0\left(1 - \frac{V}{v}\right)^2$. **3** courbe de la fonction $P = P_0\left(1 - \frac{V}{v}\right)^3$. Explication des lettres dans le texte

tion de la force musculaire s'effectuerait suivant l'équation :

$$P = P_0\left(1 - \frac{V}{v}\right)^3$$

Les courbes 1 à 4 réalisées pour des mouvements séparés se groupent autour de la courbe mathématique de l'équation du 2e degré. Les courbes 5 et 6 obtenues pour des mouvements tétaniques sont plus proches de la courbe mathématique de l'équation du 3e degré. Par conséquent, la diminution de la force musculaire du muscle de grenouille s'effectue suivant des équations différentes pour les mouvements séparés et pour les mouvements tétaniques.

Pour déterminer aussi exactement que possible l'équation de la diminution de la force musculaire dans les expériences 1 à 4 sur des mouvements séparés, les valeurs obtenues par les expériences 1, 3 et 4 furent reportées dans le diagramme 43. Les valeurs de la deuxième expérience furent omises parce qu'elles s'écartaient fortement des autres. L'écart peut s'expliquer par le fait que la deuxième expérience fut effectuée immédiatement après la première, sur le même muscle, alors que des muscles frais furent utilisés pour les expériences 3 et 4. Entre les valeurs des expériences 1, 3 et 4, on traça la courbe la plus appropriée (ligne continue). On reporta dans le même dessin la courbe mathématique de l'équation du 2e degré, correspondant à une diminution de la force musculaire proportionnelle au carré de la longueur. Il apparaît que, dans le muscle de la grenouille, la diminution de force pour les mouvements séparés correspond assez bien au carré de la longueur. BRAUNE et FISCHER l'avaient conclu en se basant sur l'expérience de HERMANN. Il existe cependant un écart caractéristique entre les deux courbes. La courbe expérimentale (ligne continue) se trouve en dessous de la courbe mathématique jusqu'à environ 35% du raccourcissement. Ensuite, pour un raccourcissement plus prononcé, elle se trouve au-dessus (ligne pointillée).

L'écart entre la courbe exprimant la diminution de force du muscle de grenouille et la courbe mathématique est du même genre que celui entre la courbe moyenne des expériences pratiques et la courbe théorique du moment de la force musculaire, si l'on tient

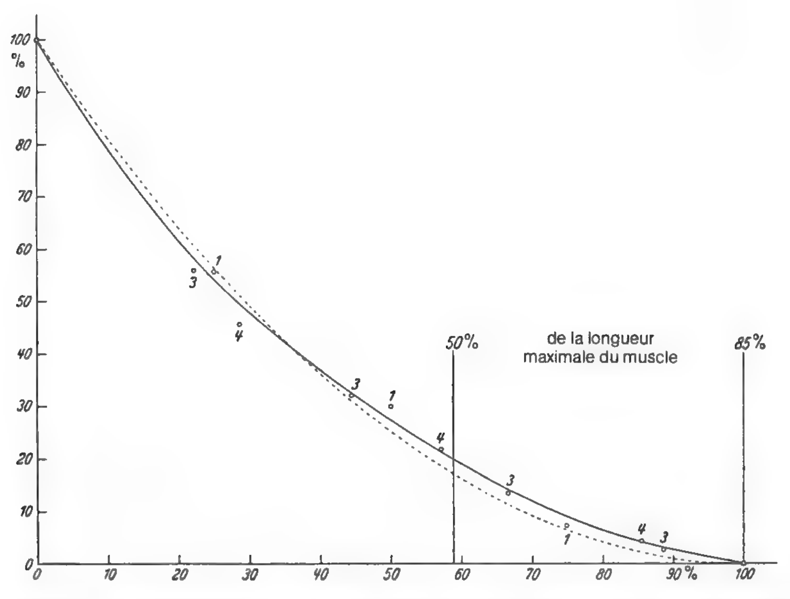


Fig. 43. Comparaison de la courbe théorique de l'équation du 2e degré avec la courbe des valeurs moyennes à partir des courbes 1 à 4 de la fig. 42 (ligne continue)

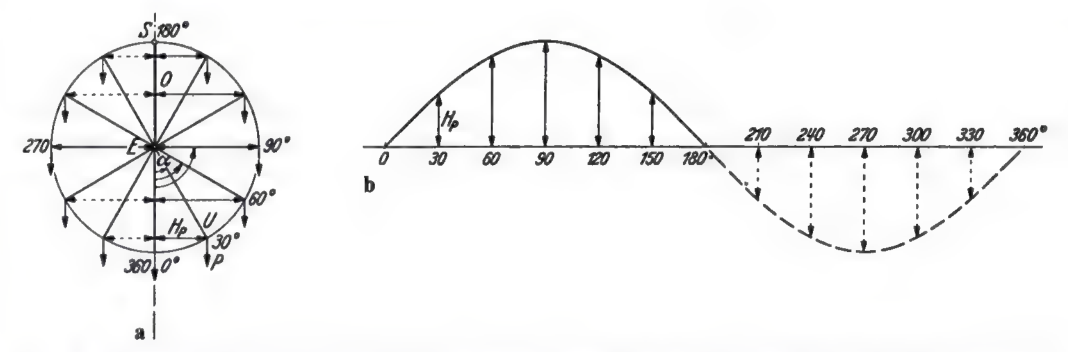


Fig. 44. Variation du bras de levier H_P de la charge P pour une flexion hypothétique de l'avant-bras de 360°. **a** Positions angulaires de l'avant-bras. S épaule, O axe du bras, E coude, U axe de l'avant-bras, α angle de rotation, P charge, H_P bras de levier de la charge ($=\sin\alpha$). **b** Variation du bras de levier H_P dépendant de l'angle de rotation α. La partie positive, en trait continu, de la courbe sinusoïdale, entre 0° et 180°, correspond à la zone dans laquelle la charge agit en extension. La partie pointillée, entre 180° et 360°, représente la zone dans laquelle la charge agit en flexion

compte de ce que les courbes ne peuvent être considérées que jusqu'à 50% du raccourcissement du muscle de grenouille. En effet, contrairement au muscle isolé, le muscle dans l'organisme ne peut se raccourcir que d'environ 50% de sa longueur maximale même lors d'un mouvement extrême.

Les deux écarts caractéristiques entre la courbe moyenne des expériences pratiques et la courbe obtenue théoriquement s'expliquent de façon satisfaisante par la différence entre la réalité et les conditions dans lesquelles la courbe théorique fut déterminée. De ce fait, on peut conclure non seulement que l'analyse théorique est correcte mais aussi que la courbe moyenne des expériences pratiques reproduit fidèlement l'équation de la courbe du moment des muscles fléchisseurs. C'est la raison pour laquelle la courbe moyenne remplacera la courbe théorique comme base pour l'analyse ultérieure.

Contrairement à l'effet de la flexion sur le moment de la résultante des forces musculaires, *celui de la flexion sur le bras de levier de la charge* peut être trouvé mathématiquement de façon exacte puisque le point d'application de la charge décrit pratiquement un cercle durant la flexion du coude.

Par conséquent, la courbe du bras de levier de la charge doit faire partie d'une courbe sinusoïdale, comme le schéma fig. 44 le montre.

E désigne l'axe du coude. Supposons que l'avant-bras *U* puisse tourner de 360°, le bras étant vertical. Pour une rotation de l'avant-bras de 0° à 180° dans le sens opposé aux aiguilles d'une montre, la charge agit en extension (+). Pour une rotation de 180° à 360°, elle agit en flexion (–) sur le coude. Le bras de levier H_P au bout duquel la charge agit en extension sur le coude s'accroît de 0 à sa valeur maximale pour une flexion du coude de 0° à 90°. De 90° à 180°, elle revient à zéro. Le bras de levier au bout duquel la charge agit en flexion sur le coude subit des variations analogues lors de la rotation de l'avant-bras de 180° à 270° d'une part, de 270° à 360° d'autre part. Pour chaque position de l'avant-bras, la longueur du bras de levier H_P est proportionnelle au sinus de l'angle de flexion.

Si on reporte l'angle en abscisses et, en ordonnées, la longueur du bras de levier pour chaque angle, l'action d'extension de la charge étant positive (+) et l'action fléchissante négative (–), la courbe indique la variation du bras de levier H_P de la charge durant une rotation complète de 360° (courbe sinusoïdale).

Comme l'avant-bras ne tourne pas de 360° au niveau du coude mais ne peut se fléchir que de 130°, seule une partie de la courbe sinusoïdale doit être retenue pour décrire la variation du bras de levier de la charge durant la flexion complète du coude. Elle correspond à une amplitude angulaire de 130°.

La situation de cette partie sur la courbe sinusoïdale dépend de l'inclinaison de l'axe

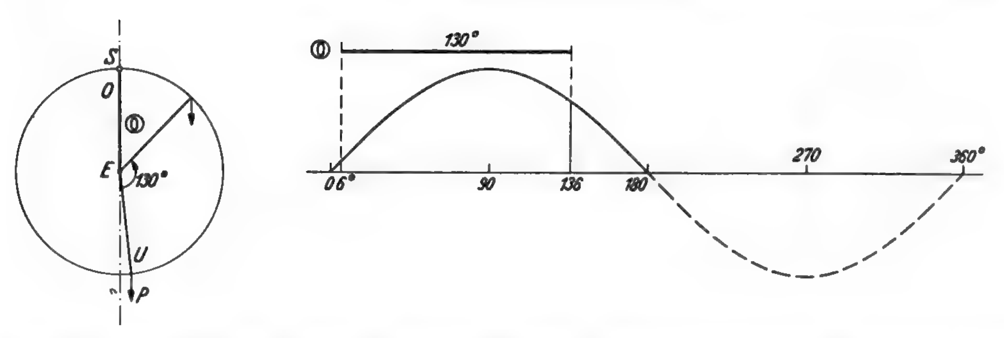


Fig. 45. Variation du bras de levier de la charge lorsque le bras reste vertical et que l'avant-bras se fléchit de 130°. La partie de la courbe sinusoïdale à retenir est désignée par ⓪

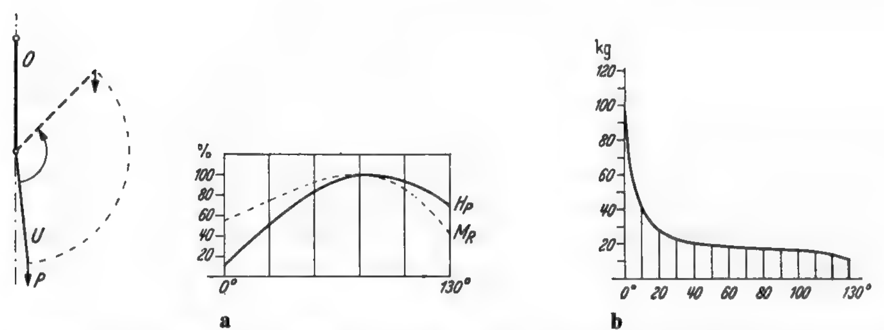


Fig. 46 a et b. Etude de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° lorsque le bras est vertical. **a** Courbes du bras de levier H_P de la charge et du moment M_R de l'ensemble des muscles fléchisseurs. **b** Courbe de la capacité de porter durant la flexion du coude, obtenue à partir de la différence entre les courbes M_R et H_P

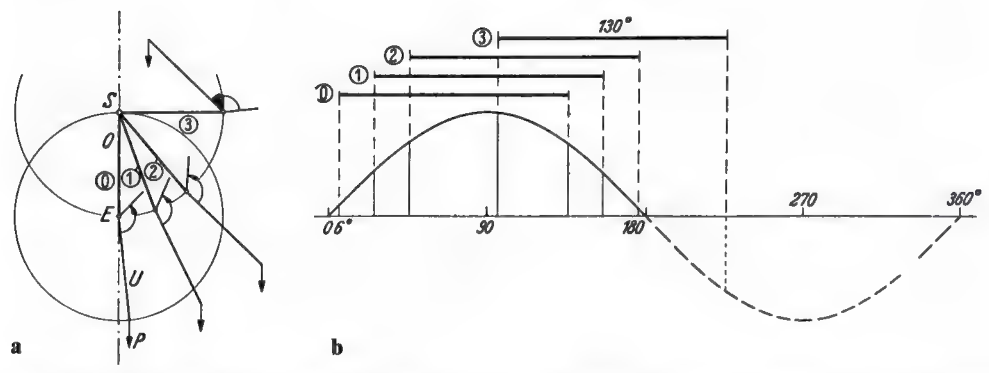


Fig. 47 a et b. Variation du bras de levier de la charge pour une flexion du coude de 130° et différentes positions du bras. **a** Schéma des différentes positions. **b** Portion de la courbe sinusoïdale donnant la longueur du bras de levier ⓪ pour une position verticale du bras, ① pour une antépulsion du bras de 20°, ② pour une antépulsion du bras de 40°, ③ pour une antépulsion du bras de 90°

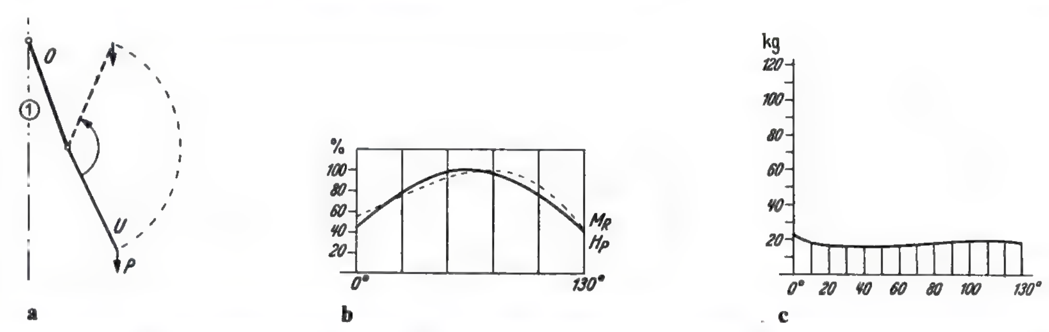


Fig. 48 a–c. Détermination de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion du bras de 20°. **a** Schéma de la position du bras et de l'amplitude de la flexion du coude. **b** Courbes du bras de levier H_P de la charge et du moment M_R de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant la flexion du coude. **c** Courbe de la capacité de porter provenant de la différence entre les courbes M_R et H_P

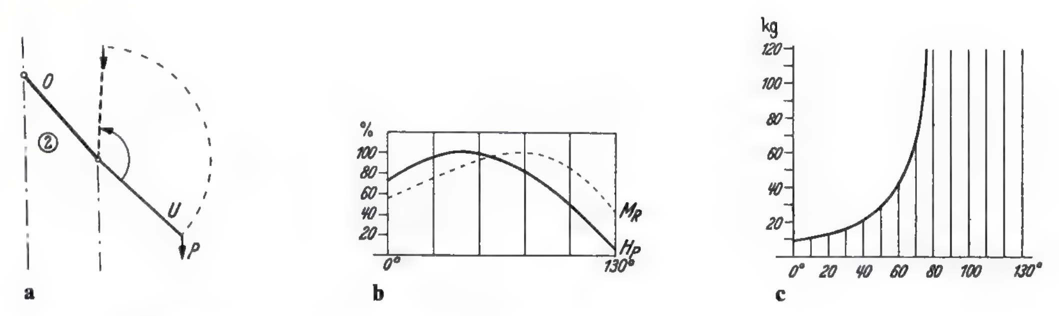


Fig. 49 a–c. Détermination de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion du bras de 40° **a**, **b** et **c** (voir fig. 48)

du bras par rapport à la ligne d'action de la charge.

Si le bras est vertical (fig. 45) cette partie de la courbe sinusoïdale est délimitée par le trait marqué ⓪. Lorsque le bras est vertical, la courbe du bras de levier de la charge correspond à la portion de la courbe sinusoïdale située entre 6° et 136°.

A la fig. 46 a, la partie de la courbe sinusoïdale marquée ⓪, c.-à-d. la courbe du bras de levier de la charge H_P pour le bras vertical, est représentée avec celle du moment M_R des muscles fléchisseurs qui, elle, reste la même pour n'importe quelle position du bras. La fig. 46 b montre la courbe de la capacité de porter pour le bras vertical, résultant des courbes M_R et M_P.

Si, durant la flexion du coude, le bras est soulevé en avant (fig. 47), la partie à retenir de la courbe sinusoïdale est déplacée d'autant plus loin vers 360° qu'est plus prononcée l'inclinaison de l'axe du bras sur la ligne d'action verticale de la charge. Pour les inclinaisons du bras reportées dans le schéma voisin, de 20° ①, 40° ② et 90° ③, les portions de la courbe sinusoïdale délimitées respectivement par les traits ①, ② et ③ correspondent chaque fois à l'amplitude de la flexion du coude.

Les figures suivantes 48, 49 et 50 reprennent séparément en a les positions du bras données à la fig. 47 a et en b la partie de la courbe sinusoïdale correspondante, courbe H_P, chaque fois avec la courbe du moment des muscles fléchisseurs. Les courbes représentant la capacité de porter pour les différentes positions du bras sont reportées en c.

Si le bras forme avec la ligne d'action verticale de la charge un angle de 20° ouvert en arrière (fig. 51 a ①), la partie à retenir de la courbe sinusoïdale est déplacée vers la gauche au-delà de 0° (fig. 51 b). Les figures 52 b et c juxtaposent cette courbe du bras de levier H_P de la charge, celle du moment M_R

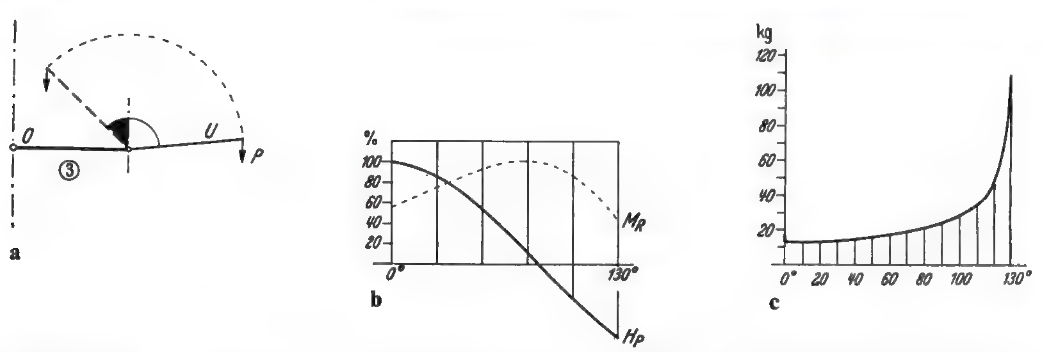


Fig. 50 a–c. Détermination de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion du bras de 90° **a**, **b** et **c** (voir fig. 48)

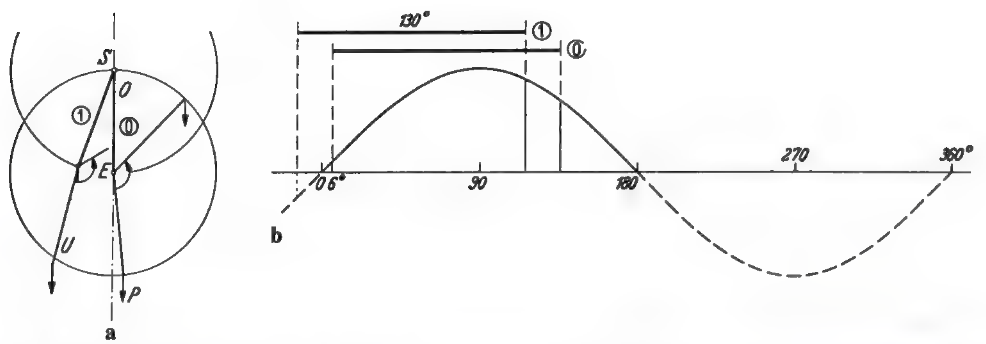


Fig. 51 a et b. Courbe du bras de levier de la charge pour une flexion du coude de 130° et une rétropulsion du bras de 20°. **a** Schéma de la position du bras et de l'amplitude du mouvement du coude. **b** Délimitation de la portion à retenir de la courbe sinusoïdale, ⓪ pour une position verticale du bras (comme point de comparaison), ① pour une rétropulsion du bras de 20°

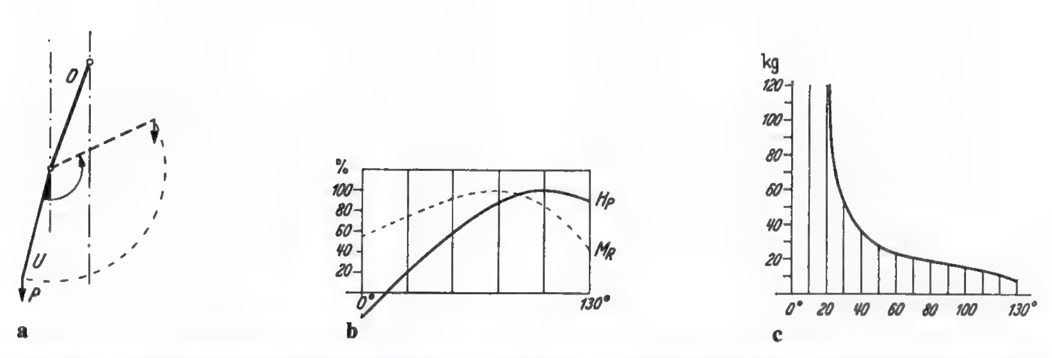


Fig. 52 a–c. Détermination de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une rétropulsion du bras de 20°. **a** Schéma de la position du bras et de l'amplitude de la flexion du coude. **b** Courbes du bras de levier H_P de la charge et du moment M_R de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant le mouvement. **c** Courbe de la capacité de porter déterminée à partir des courbes M_R et H_P

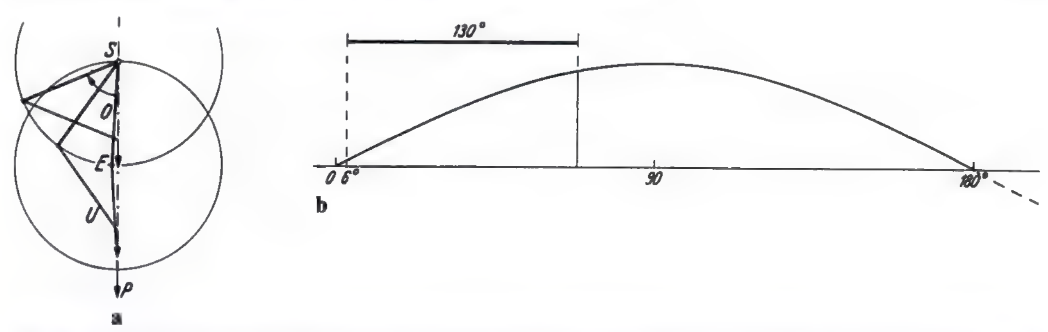


Fig. 53 a et b. Courbe du bras de levier de la charge durant une flexion du coude de 130° et une rétropulsion simultanée du bras de façon à ce que la charge reste toujours à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule *S*. **a** Schéma du mouvement, *S* centre de rotation de l'épaule, *E* axe de flexion du coude, *O* axe du bras, *U* axe de l'avant-bras, *P* charge. **b** Etalement de la courbe sinusoïdale due à la rétropulsion du bras et indiquant la variation du bras de levier

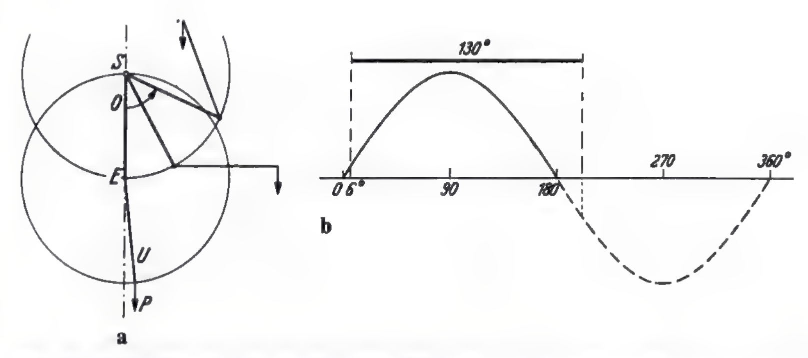
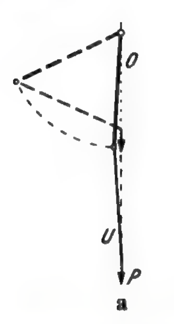


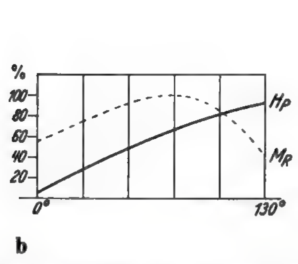
Fig. 54 a et b. Courbe du bras de levier de la charge durant une flexion du coude de 130° et une antépulsion simultanée du bras. **a** Schéma du mouvement (lettres comme à la fig. 53 a). **b** Resserrement de la courbe sinusoïdale due à l'antépulsion du bras et indiquant la variation du bras de levier de la charge

des muscles fléchisseurs et celle de la capacité de porter correspondante.

Si le bras se mobilise au niveau de l'épaule durant la flexion de l'avant-bras, la courbe du bras de levier de la charge est aussi une courbe sinusoïdale pour autant que la vitesse angulaire avec laquelle le bras effectue son mouvement soit proportionnelle à celle avec laquelle l'avant-bras se fléchit au niveau du coude. Du fait du mouvement du bras durant la flexion du coude, seul le caractère de la courbe sinusoïdale se modifie : l'échelle des abscisses devient plus grande ou plus petite. Le premier cas se présente lorsque le mouvement du bras au niveau de l'épaule s'effectue en sens opposé à celui de l'avant-bras au niveau du coude. Alors la courbe sinusoïdale paraît étirée suivant l'axe des abscisses (fig. 53). Le second cas se présente lorsque le mouvement du bras s'effectue dans le même sens que celui de l'avant-bras. Alors la courbe sinusoïdale paraît resserrée suivant l'axe des abscisses du fait du raccourcissement de celles-ci (fig. 54).

La fig. 53 montre la courbe sinusoïdale lorsque le bras est repoussé en arrière durant la flexion de l'avant-bras, de sorte que le point d'application de la charge reste à l'aplomb de l'articulation de l'épaule durant le mouvement. Les unités de l'échelle des abscisses sont considérablement plus grandes que lorsque le bras est maintenu fixe. Par conséquent, la courbe sinusoïdale est fortement étirée suivant l'axe des abscisses. Sa portion correspondant à l'amplitude de la flexion du coude est petite relativement à la totalité de la courbe. A la fig. 55 b, cette portion de la courbe sinusoïdale H_P est re-





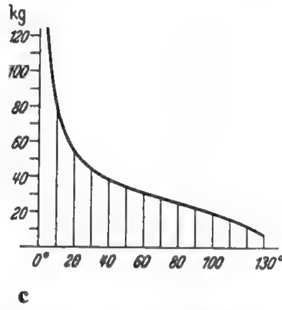
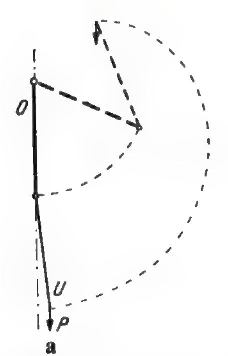
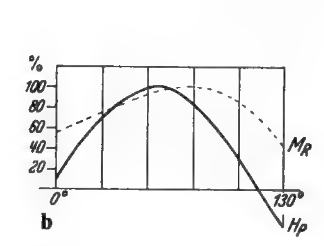


Fig. 55 a–c. Détermination de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une rétropulsion simultanée du bras telle que la charge reste à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule. **a** Schéma du mouvement. **b** Courbes du bras de levier H_P de la charge et du moment M_R de l'ensemble des muscles fléchisseurs durant le mouvement. **c** Courbe de la capacité de porter déterminée à partir des courbes M_R et H_P





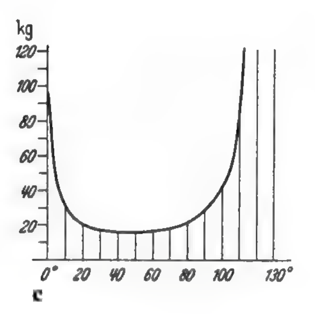


Fig. 56 a–c. Détermination de la courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion simultanée du bras. **a** Schéma du mouvement. **b** Courbes du bras de levier H_P de la charge et du moment M_R de l'ensemble des muscles fléchisseurs pour une flexion du coude de 130°. **c** Courbe de la capacité de porter obtenue à partir des courbes M_R et H_P

portée dans le même diagramme que la courbe du moment M_R de la force musculaire. La fig. 55 c représente la courbe de la capacité de porter qui résulte des courbes M_R et H_P.

La fig. 54 représente la courbe sinusoïdale si, durant la flexion du coude, le bras est élevé en avant comme le montre le schéma fig. 54 b. Les unités de l'axe des abscisses sont alors beaucoup plus petites que lorsque le bras est fixe. Par conséquent, la courbe sinusoïdale est resserrée de telle sorte que sa portion correspondant à l'amplitude de la flexion du coude s'étend au-delà de 180°. La fig. 56 b représente cette portion H_P en même temps que la courbe du moment M_R de la force musculaire. La fig. 56 c montre la courbe de la capacité de porter correspondant à ces deux courbes M_R et H_P.

Comme le montre l'analyse graphique, l'évolution de la capacité de porter de l'avant-bras durant le mouvement du coude dépend de la variation du bras de levier de la force d'extension. Celle-ci de son côté est déterminée par l'ouverture et le sens de l'angle que l'axe du bras forme avec la ligne d'action de la force d'extension durant la flexion du coude. Cette interdépendance permet de calculer la grandeur de la capacité de porter de l'avant-bras pour n'importe quelle position du coude, orientation du bras et direction de la force d'extension, en utilisant la formule ci-dessous, si le moment des muscles fléchisseurs est connu. Celui-ci peut être trouvé expérimentalement pour chaque individu.

$$P = \frac{M_R - G \cdot g \cdot \sin(\varphi + \omega - \gamma)}{p \cdot \sin(\varphi + \omega)}$$

Dans cette formule (fig. 57 et 58) :

P désigne la capacité de porter ou la puissance du membre supérieur (kg);
M_R le moment résultant des muscles fléchisseurs agissant au niveau du coude (kg · cm);
G le poids propre de l'avant-bras et de la main (kg);
g la distance entre le centre de gravité commun de l'avant-bras et de la main et l'axe de flexion du coude (cm);
p la distance entre le point d'application de la charge (dans la main) et l'axe de flexion du coude (cm);
φ l'angle de flexion du membre supérieur;
ω l'angle formé par la direction de la force d'extension et l'axe du bras;
γ l'angle formé par la ligne d'action de la charge et la verticale.

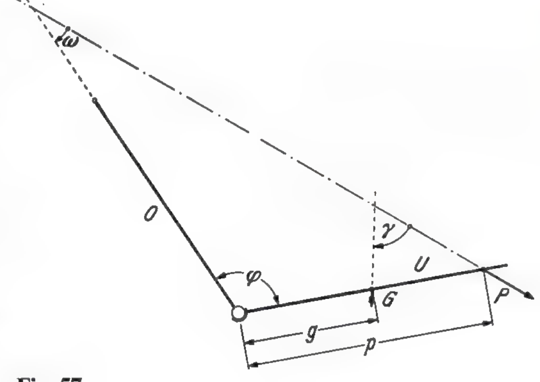


Fig. 57

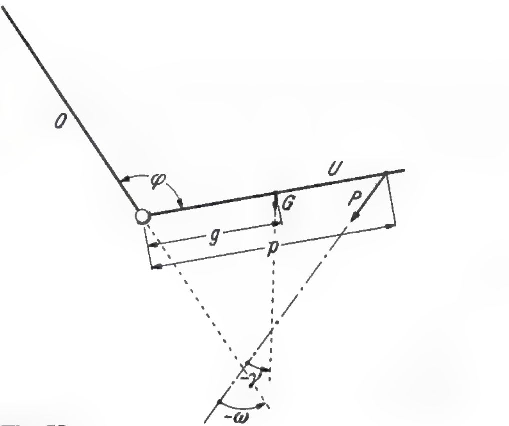


Fig. 58

Si l'on considère les courbes de la capacité de porter qui résultent de la quatrième analyse, on en distingue trois types fondamentaux différents.

1. La capacité de porter est de loin maximale au début de la flexion. Elle tombe ensuite rapidement et considérablement jusqu'à une valeur moyenne. Elle continue alors à diminuer quelque peu jusqu'à la fin de la flexion (fig. 46 b).

2. La capacité de porter garde une valeur moyenne à peu près égale durant tout le mouvement de flexion (fig. 48 c).

3. La capacité de porter est minimale au début de la flexion. Elle s'accroît d'abord progressivement au cours du mouvement. Ce n'est qu'à la fin de celui-ci qu'elle augmente rapidement et fortement pour atteindre sa valeur maximale (fig. 49 c).

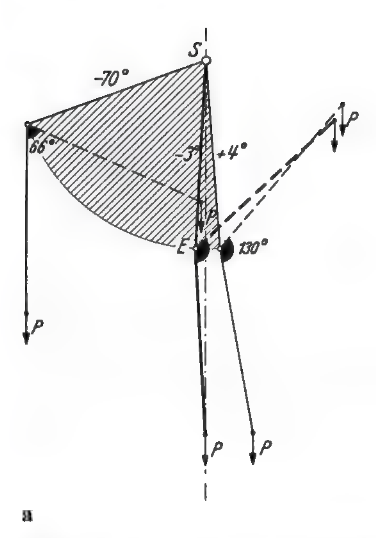
Ces trois types fondamentaux différents de la courbe de la capacité de porter correspondent à des positions bien déterminées du bras qui sont représentées séparément dans les figures suivantes.

La courbe du premier type (fig. 59) apparaît lorsque le bras, fixé, forme un angle de 70° en arrière et au maximum de 4° en avant par rapport à la direction verticale de la charge, durant le mouvement du coude. La zone hachurée du schéma le représente.

La courbe épaisse I a indique la capacité de porter si, lors du mouvement du coude, le bras est rétropulsé de 3° par rapport à la direction verticale de la charge. Les courbes minces *x* et *y* représentent la capacité de porter si le bras se trouve aux limites de l'amplitude mentionnée, c.-à-d. lorsqu'il s'incline de 70° en arrière ou de 4° en avant par rapport à la direction de la charge.

La courbe du second type (fig. 60) s'applique lorsque le bras est incliné en avant entre 6° et 27° par rapport à la direction verticale de la charge (zone hachurée dans le schéma). La courbe épaisse I b correspond à une inclinaison du bras de 16° par rapport à la verticale. Les courbes minces *x* et *y* correspondent ici aussi à des positions du bras aux limites de l'amplitude mentionnée, c.-à-d. à une inclinaison du bras de 6° et de 27° par rapport à la verticale.

La courbe du troisième type (fig. 61) vaut lorsque le bras est incliné en avant de 35° à 90° par rapport à la direction verticale de la charge (zone hachurée dans le schéma). La



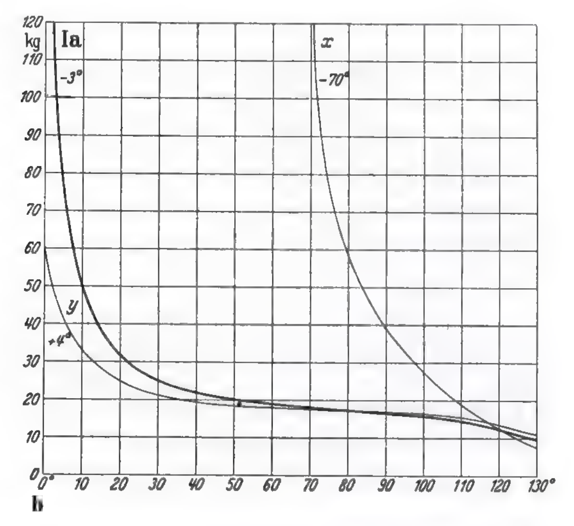
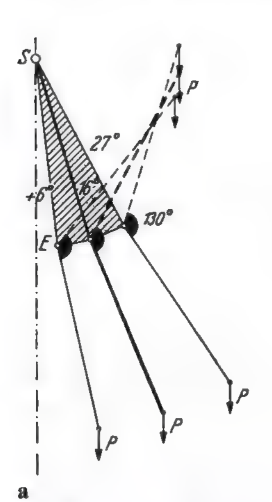


Fig. 59 a et b. Courbes de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et des positions du bras allant d'une rétropulsion de 70° à une antépulsion de 4°. **a** Schéma de trois positions du membre (l'amplitude du mouvement du bras est indiquée par des hachures). **b** Courbes de la capacité de porter dépendant de la position du bras, pour une flexion du coude de 130°, *x* pour une rétropulsion du bras de 70°, *Ia* pour une rétropulsion du bras de 3°, *y* pour une antépulsion du bras de 4°



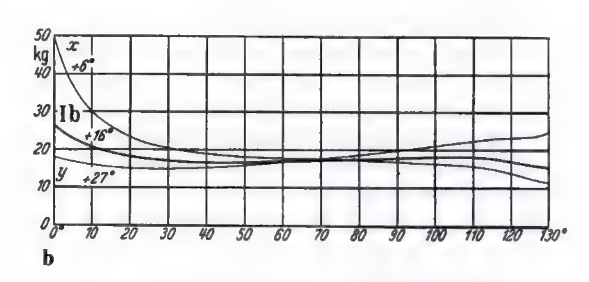


Fig. 60 a et b. Courbes de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion du bras entre 6° et 27°. **a** Schéma de trois positions du bras (l'amplitude du mouvement du bras est indiquée par des hachures). **b** Courbes de la capacité de porter dépendant de la position du bras pour une flexion du coude de 130°, *x* pour une antépulsion du bras de 6°, *Ib* pour une antépulsion du bras de 16°, *y* pour une antépulsion du bras de 27°

courbe épaisse I c correspond à un angle d'inclinaison de 42° par rapport à la verticale. Les courbes *x* et *y* correspondent aux positions extrêmes du bras, à 35° et à 90°.

Les trois types de courbes décrits ne valent que pour le cas où le bras est maintenu dans une des positions mentionnées durant toute l'amplitude du mouvement du coude. Comme on le montrera, les courbes de la capacité de porter varient lorsque le bras est rétropulsé ou projeté en avant, en même temps que le coude se fléchit. Si une rétropulsion de −3° à −68° s'effectue avec une vitesse telle qu'au cours de la flexion simultanée de

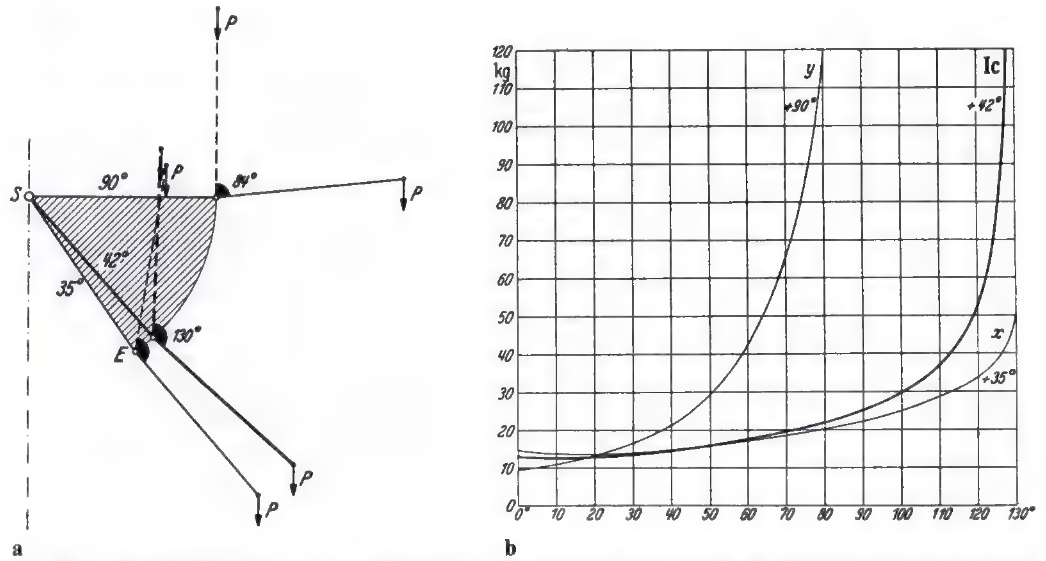


Fig. 61 a et b. Courbes de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une antépulsion du bras entre 35 et 90°. **a** Schéma de trois positions du membre (l'amplitude du mouvement du bras est indiquée par des hachures). **b** Courbes de la capacité de porter dépendant de la position du bras, pour une flexion du coude de 130°, *x* pour une antépulsion du bras de 35°, *Ic* pour une antépulsion du bras de 40°, *y* pour une antépulsion du bras de 90°

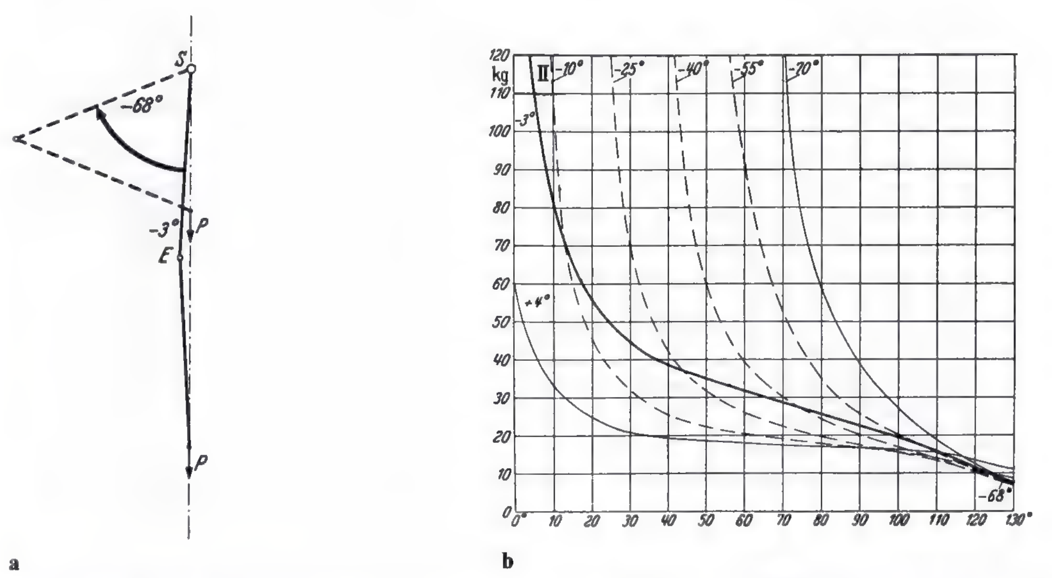
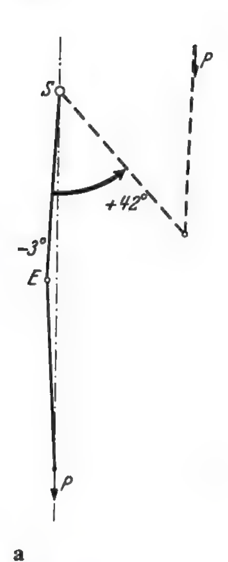


Fig. 62 a et b. Courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une rétropulsion simultanée du bras de 3° à 68° telle que la charge se trouve toujours à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule. **a** Schéma du mouvement. **b** Courbe de la capacité de porter pour le mouvement décrit (*II*). (Pour permettre une comparaison, les courbes de la capacité de porter, lorsque le bras est fixé dans différentes positions, sont représentées par des lignes minces ou pointillées)



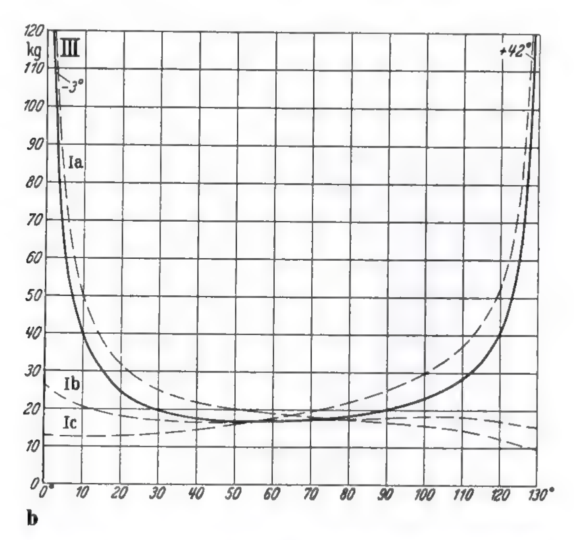


Fig. 63 a et b. Courbe de la capacité de porter pour une flexion du coude de 130° et une inclinaison simultanée du bras allant de 3° de rétropulsion à 42° d'antépulsion. **a** Schéma du mouvement. **b** Courbe de la capacité de porter durant le mouvement décrit (III). (Pour permettre la comparaison, les courbes *Ia, Ib* et *Ic* des fig. 59 à 61 sont tracées en pointillés)

l'avant-bras, la charge *P* reste toujours à l'aplomb de l'épaule *S* (fig. 62 a), on obtient la courbe de la capacité de porter II de la fig. 62 b. La différence entre cette courbe et la courbe I a de la fig. 59 consiste en ce que la capacité de porter diminue beaucoup plus lentement lors de la flexion. Les valeurs correspondantes sont reprises au tableau 11.

On obtient un type de courbes (III) tout différent lorsque la flexion du coude s'accompagne d'une élévation antérieure du bras (fig. 63 a et b). Ici le bras se déplace dans les trois zones des courbes I a, b et c. Par conséquent, la capacité de porter est très grande au début, tombe ensuite très rapidement jusqu'à une valeur relativement basse à environ 20° de flexion. Elle conserve cette valeur dans toute l'amplitude moyenne de la flexion. Elle remonte ensuite à partir de 90° de flexion, d'abord progressivement et, à 120°, très rapidement et très fortement.

Vérification expérimentale de la capacité de porter du membre supérieur durant la flexion du coude

Pour compléter l'analyse théorique, on vérifia finalement de façon expérimentale la capacité de porter du membre supérieur fléchi lors d'un effort volontaire maximal. La méthode expérimentale choisie n'atteint pas la précision photographique et mathématique. Elle fut cependant suffisante pour déterminer la courbe de la capacité de porter du membre supérieur durant la flexion avec une précision satisfaisante si on considère le but de la recherche.

Le bras est fixé devant un appui de telle façon que son axe soit exactement vertical durant la flexion (fig. 64). Le sujet d'expérience, avant-bras en supination, tient en main une poignée à laquelle est fixé un câble. Pour n'importe quelle position du membre supérieur, la direction verticale de la traction est assurée par une poulie mobile transversalement, autour de laquelle le câble passe. Celui-ci est tendu à la main par l'intermédiaire d'un levier. Un dynamomètre à ressort, interposé sur le câble, mesure la traction. L'aiguille de ce dynamomètre déplace un marqueur qui indique la traction maximale obtenue.

On détermina la capacité de porter dans les différentes positions en mesurant la traction maximale à laquelle l'avant-bras pouvait résister dans une position donnée. Dans ce but, l'avant-bras était d'abord fléchi exac-

tement dans la position à étudier, par rapport au bras fixé. Sous le poignet, un interrupteur à ressort était installé, coupant un circuit de courant faradique. La main de l'aide qui tendait le câble à l'aide du levier était intercalée dans le circuit. On demandait alors au sujet d'expérience d'opposer la résistance maximale à la traction rendue de plus en plus grande par la mise en tension du câble. A l'instant où l'avant-bras commençait à céder, le poignet exerçait une légère pression sur l'interrupteur à ressort. La fermeture du circuit entraînait une secousse dans la main de l'aide qui tendait le câble. Cet aide lâchait immédiatement le levier. La grandeur de la traction à cet instant se lisait sur le dynamomètre et la capacité de porter du membre supérieur pour l'angle de flexion choisi était ainsi déterminée.

La capacité de porter du membre supérieur fut mesurée de cette façon à plusieurs reprises chez différents sujets, dans les positions indiquées par le tableau 12. Les mesures répétées, effectuées à intervalles suffisants, montrèrent une très bonne concordance dans chaque position. Les valeurs moyennes de deux séries d'expériences (tableau 12, I) servirent à établir les courbes fig. 65.

Dans une autre expérience, la capacité de porter du membre supérieur fut vérifiée de la même façon pour le cas où le point d'application de la charge, c.-à-d. la traction du câble, se trouve à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule. Dans ce but, l'appui postérieur du bras fut retiré et on empêcha simplement l'épaule de se déplacer en avant ou en arrière par deux supports. La poulie était installée de telle sorte que, pour chaque position du coude, la ligne d'action verticale du câble de traction passait par le centre de l'épaule (tableau 12, II et fig. 66). Dans cette expérience, on ne put déterminer avec certitude aucune valeur entre 0° et 20° de flexion parce que, pour une traction élevée, la poignée s'échappait de la main. De même, lors de la première expérience, on ne put déterminer aucune valeur en dessous de 10° de flexion parce que la méthode expérimentale ne permettait pas de fixer exactement une si petite flexion et de la garantir jusqu'à la limite de la mise en charge.

On utilisa cette expérience pratique pour vérifier si l'interdépendance régulière entre la capacité de porter du membre supérieur et

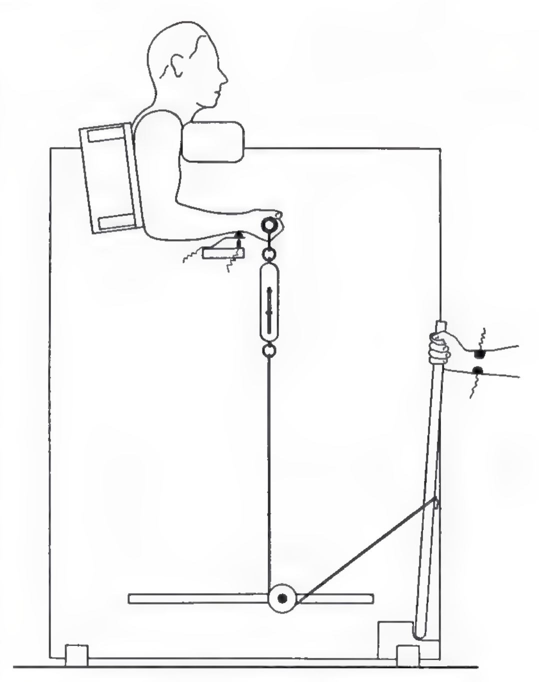


Fig. 64. Schéma de la méthode expérimentale

Tableau 12. *Valeurs moyennes de la capacité de porter mesurée expérimentalement lors de la flexion du membre supérieur, pour une position verticale du bras (I) et lorsque le point d'application de la charge se trouve à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule (II).*

∢	I		II	
	H.	B.	H.	B.
	kg	kg	kg	kg
5°	–	–	–	–
10°	40,0	69,0	–	–
20°	25,2	45,3	41	81
40°	16,7	30,2	34	63
55°	14,1	25,7	29	55,5
70°	12,8	23,2	23	50
85°	11,2	22,2	16,5	41,5
100°	11,0	20,3	13	31,5
115°	10,1	19,7	8,5	20,5
130°	10,0	16,3	6	13

la flexion du coude déterminée par l'analyse théorique se confirmait dans la réalité. Si c'est le cas, la courbe expérimentale et la courbe théorique doivent présenter la même trajectoire puisque l'équation de la courbe de

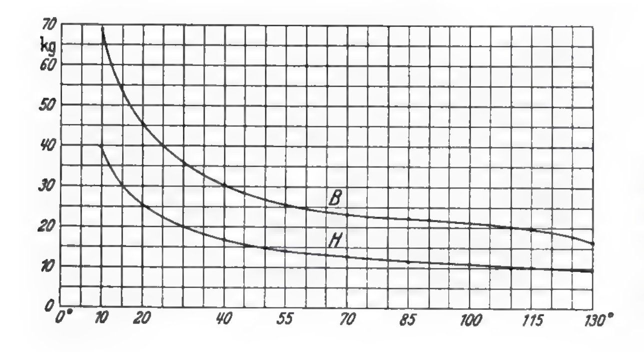


Fig. 65. Courbes de la capacité de porter déterminées expérimentalement lorsque le bras est vertical. *H* garçon de 13 ans avec une bonne musculature, *B* bûcheron de 35 ans avec une musculature très puissante

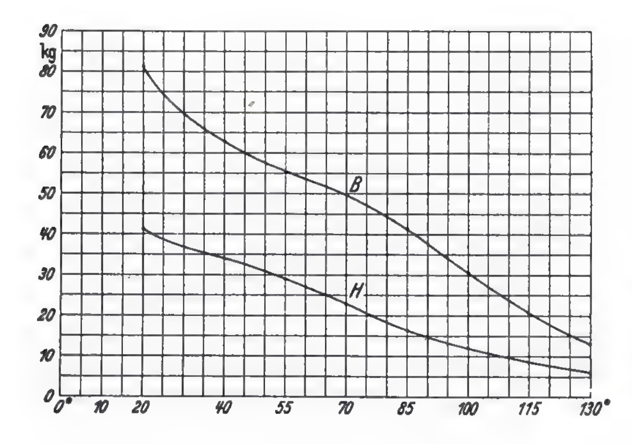


Fig. 66. Courbe de la capacité de porter déterminée expérimentalement pour le cas où le point d'application de la charge reste à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule durant la flexion

la capacité de porter dépend exclusivement de l'effet de la flexion sur les facteurs mécaniques agissant sur le coude. Les deux figures suivantes (67 et 68) juxtaposent la courbe de la capacité de porter du membre supérieur obtenue expérimentalement *(V)* et deux courbes basées sur les données de la littérature. Pour l'une, les moments ont été déterminés à partir de la préparation de Braune et Fischer en supposant une diminution de la force musculaire suivant l'équation qui ressort de l'expérience de Hermann sur le muscle de grenouille [*Th (1)*] [7]. La deuxième courbe comparative représente la capacité de porter [*Th (2)*] déduite de la courbe des valeurs moyennes des expériences de Bethe, Franke et Reijs.

On effectua la juxtaposition pour une flexion du coude, membre supérieur demeurant vertical (fig. 67), et pour une flexion du coude avec rétropulsion simultanée du bras, de façon à ce que la charge se trouvât toujours à l'aplomb de l'articulation de l'épaule (fig. 68).

A la fig. 67, les deux courbes *V* et *Th (2)* provenant des expériences sur l'homme sont un peu plus élevées que *Th (1)* dans leur partie initiale parce que les muscles et tendons vivants qui s'appuient sur les condyles huméraux jusqu'à une flexion de 20° sont considérablement plus épais que les cordes du modèle de Braune et Fischer. Par conséquent, les tendons reposent en réalité sur les condyles jusqu'au-delà de 20°. L'épaisseur des tendons et des muscles maintient la résultante commune de ces derniers à une plus grande distance de l'axe articulaire.

Il faut aussi considérer que, dans la préparation, la corde, c.-à-d. la résultante du premier radial, glisse en dehors des condyles hu-

[7] Pour obtenir un résultat plus précis, on retint la courbe des valeurs moyennes des mesures expérimentales plutôt que la diminution théorique de la force musculaire selon le carré de la longueur.

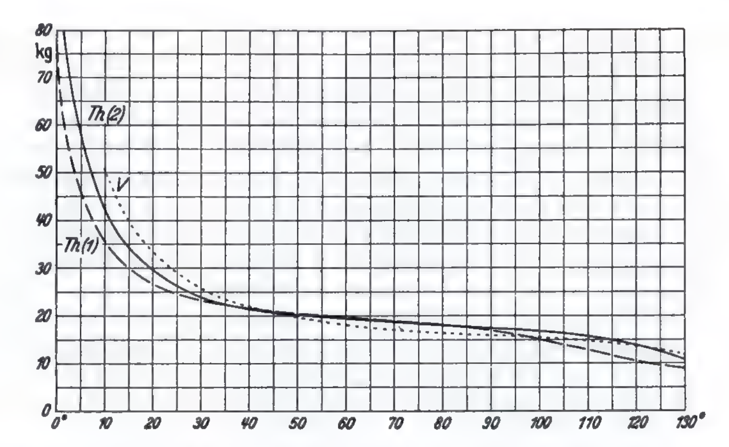


Fig. 67. Juxtaposition des courbes de la capacité de porter expérimentale et théoriques pour une flexion du coude de 130°, le bras étant vertical. *V* courbe obtenue à partir de nos expériences personnelles. *Th (1)* Courbe calculée à partir des moments de BRAUNE et FISCHER en supposant une diminution de la force musculaire correspondant aux valeurs trouvées par HERMANN sur le muscle de grenouille. *Th (2)* Courbe de la capacité de porter calculée à partir de la courbe des valeurs moyennes du moment des muscles fléchisseurs déterminé expérimentalement par BETHE et FRANKE, FRANKE et REIJS

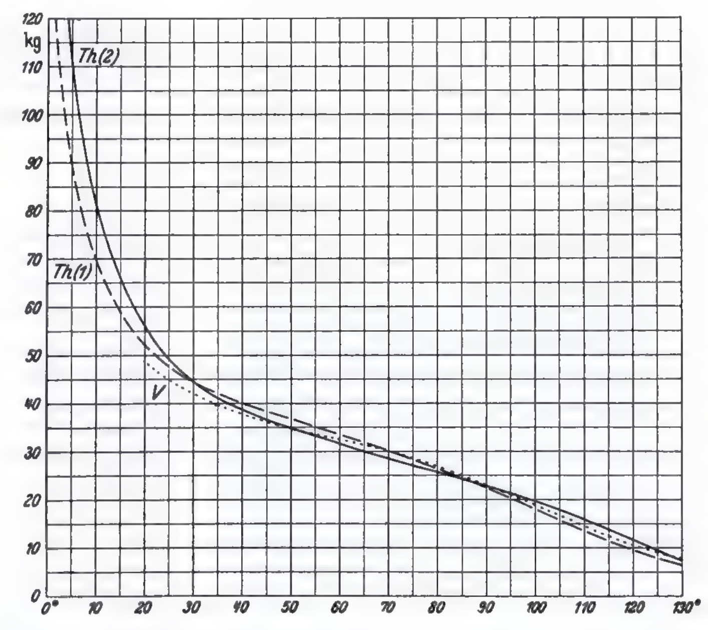


Fig. 68. Juxtaposition des courbes de la capacité de porter expérimentale et théoriques pour le cas où la charge reste à l'aplomb du centre de rotation de l'épaule. *V* courbe obtenue à partir de nos expériences personnelles. *Th (1)* Courbe calculée à partir des moments de BRAUNE et FISCHER en supposant une diminution de la force musculaire correspondant aux expériences de HERMANN sur le muscle de grenouille. *Th (2)* Courbe calculée à partir de la courbe des valeurs moyennes du moment des muscles fléchisseurs déterminé expérimentalement par BETHE et FRANKE, FRANKE et REIJS

méraux lorsque la flexion est peu prononcée (valeur négative au tableau 2), alors qu'en réalité, ce muscle se trouve toujours devant l'épicondyle, même lors de l'extension complète du coude, STRASSER et GROHMANN l'ont aussi fait remarquer. A cause de ces deux écarts par rapport aux conditions anatomiques in vivo, le bras de levier de la résultante des forces musculaires reste plus long de 0° à 20° dans l'expérience [courbes *V* et *Th (2)*] que dans l'analyse théorique, alors que la diminution du bras de levier de la charge est la même dans le modèle et dans la pratique. Par conséquent, les courbes expérimentales de la capacité de porter *V* et *Th (2)* doivent présenter, entre 0° et 20°, une pente un peu plus raide que celle de l'analyse théorique [*Th (1)*]. S'y ajoute encore la possibilité d'une variation individuelle. Si l'on tient compte de celle-ci, il apparaît que la différence entre les courbes *V* et *Th (2)* n'est pas plus grande que l'écart entre les différentes courbes de BETHE, FRANKE et REIJS et la courbe moyenne calculée à partir de ces courbes (voir fig. 39). La situation plus basse de la courbe de nos expériences personnelles *(V)*, au début de la flexion (fig. 68), s'explique surtout par le fait que la main ne réussit pas à maintenir la poignée jusqu'à ce que la traction atteigne la capacité de porter maximale. Il n'est cependant pas douteux que les courbes de la capacité de porter obtenues par nos expériences personnelles, aussi bien pour le bras vertical que pour la rétropulsion du bras simultanée à la flexion du coude, confirment d'un bout à l'autre l'exactitude de l'analyse théorique.

Comme le résultat des différentes analyses le montre, la structure anatomique du membre supérieur matérialise un principe de construction qui garantit une utilisation efficace et économique de la force musculaire tenant compte des exigences de la vie quotidienne. Ceci se comprend si l'on considère la fonction fondamentale des muscles fléchisseurs du membre supérieur. La flexion active au niveau du coude sert pratiquement à diminuer l'écart entre l'organe de préhension, la main, et l'épaule. Elle sert en général à rapprocher du corps un objet ou une charge. Si un effort maximal est nécessaire pour continuer à mobiliser la charge ou pour s'opposer à une traction, en même temps que le coude se fléchit, le bras se déplace forcément vers l'arrière de façon à ce que la ligne d'action de la charge passe par le centre de rotation de l'épaule durant tout le mouvement. Dans ce processus, peu importe la direction suivant laquelle est attirée la charge, qu'il s'agisse de soulever un poids du sol, de tirer une voiture en direction horizontale ou d'élever le poids propre du corps, par exemple à une barre fixe.

La courbe de la capacité de porter, ou de la puissance (fig. 68), correspondant à cette combinaison typique de flexion du coude et de rétropulsion simultanée du bras, montre que la puissance est de loin maximale au début de la flexion. Lorsque celle-ci progresse, la puissance diminue d'abord très fortement et ensuite de plus en plus lentement. Si l'on considère ce qui est exigé du membre supérieur lors des travaux mentionnés, il apparaît que, pour une utilisation complète du potentiel de travail, l'évolution de la capacité de porter, ou de la puissance, est optimale durant toute la flexion du coude. Pour soulever la charge tenue par la main lorsque le coude est en extension, il ne faut pas seulement vaincre le poids de cette charge mais aussi sa force d'inertie car il faut d'abord lui communiquer une accélération. Par conséquent, c'est au début de la flexion qu'il faut une puissance considérablement plus grande que dans la suite du mouvement au cours de laquelle il ne faut vaincre que le poids de la charge, diminué d'ailleurs par l'accélération déjà acquise et dirigée de bas en haut. L'évolution de la puissance durant la flexion du coude satisfait donc entièrement à cette exigence. D'autre part, la ligne d'action de la charge passe toujours par le centre de l'épaule durant la flexion du coude. Ceci permet une utilisation optimale de l'énergie requise puisqu'il ne faut pas d'énergie supplémentaire pour fixer l'épaule. On ne dépense donc pas d'énergie à autre chose que le but propre, c.-à-d. le rapprochement de la charge.

Pour la plupart des gestes de la vie quotidienne, dans lesquels la flexion du coude joue le rôle principal et qui, habituellement, servent à rapprocher des objets plus légers, la puissance requise est relativement petite. Le bras est, en règle générale, légèrement incliné vers l'avant par rapport à la verticale. L'amplitude de son mouvement est petite. Elle correspond à peu près à la fig. 60. Les courbes correspondant à cette position montrent

que la puissance est distribuée à peu près également sur toute l'amplitude de la flexion. Elle augmente un peu uniquement au voisinage de l'extension complète . Cette répartition presqu' égale de la puissance est optimale parce que la prestation requise est relativement petite et il n'y aurait aucun avantage à disposer d'une puissance particulièrement élevée durant une petite partie du mouvement au prix d'une diminution plus importante durant une autre partie de la flexion. Pour les gestes habituels, il est beaucoup plus intéressant que la puissance garde à peu près la même grandeur durant toute la flexion.

Lors du port d'une charge à hauteur de l'épaule, le bras est soulevé et le coude est, en règle générale, fléchi au maximum. La charge est ainsi rapprochée du corps autant que possible. Elle agit sur l'épaule au bout d'un bras de levier très court et des forces musculaires peu importantes suffisent à fixer celle-ci. Les courbes fig. 61 correspondant à cette position du bras montrent que la puissance de l'avant-bras est alors maximale lors de la flexion complète du coude. C'est ce qui est le plus efficace.

Dans le cas où une charge doit être soulevée du sol jusqu'au-dessus de l'épaule et maintenue à cette hauteur, l'évolution de la puissance durant la flexion du coude correspond aussi à la possibilité la plus favorable. Les courbes fig. 63 le montrent. Le maximum de puissance au début de la flexion permet de communiquer à la charge une accélération considérable. La force fictive d'inertie due à l'accélération doit se soustraire du poids de la charge durant le mouvement ascensionnel de cette dernière, de sorte que la puissance, diminuant avec la progression de la flexion, reste suffisante pour élever la charge jusqu'à la hauteur à laquelle, le coude étant complètement fléchi, elle a de nouveau atteint une valeur très haute.

Comme le montre le résultat des analyses, la capacité de porter de l'avant-bras, c.-à-d. sa puissance, n'est pas déterminée uniquement par la courbe du moment des muscles fléchisseurs, comme Braune et Fischer, Wacholder et d'autres l'avaient erronément admis. A chaque phase de la flexion du coude, la puissance dépend du rapport entre le moment des muscles fléchisseurs et celui de la charge ou de la contre-force agissant en sens inverse. Cette notion est importante pour la physiologie du travail.

Résumé

La capacité de porter de l'avant-bras durant la flexion du coude ne dépend pas uniquement du moment des muscles fléchisseurs, comme Braune et Fischer l'admettaient. Elle est déterminée par le rapport entre le moment des muscles fléchisseurs et celui de la charge agissant en sens opposé. Ces deux moments dépendent des trois facteurs suivants :

1. la force résultante des muscles fléchisseurs (R)
2. le bras de levier (H_R) au bout duquel la résultante des forces musculaires (R) agit sur le coude et
3. le bras de levier (H_P) au bout duquel la charge agit sur le coude.

La grandeur de ces trois facteurs et le rapport de l'un à l'autre varient continuellement durant la flexion du coude.

En outre, la capacité de porter et la puissance de l'avant-bras dépendent de la position du bras durant la flexion du coude.

Dans les deux premières analyses, on a examiné l'effet de la flexion du coude sur la capacité de porter de l'avant-bras lorsque le bras est vertical.

Dans *la première analyse,* on s'est basé sur une représentation schématique des conditions anatomiques en négligeant le poids de l'avant-bras et en supposant constante la force musculaire, malgré le raccourcissement du muscle.

La seconde analyse s'appuie sur les résultats des recherches de Braune et Fischer, concernant la variation du moment des muscles fléchisseurs. On y a tenu compte du poids de l'avant-bras. L'analyse fut effectuée en supposant que :

a) la force musculaire reste constante lors du raccourcissement du muscle.

b) elle diminue proportionnellement à la «longueur» [8] du muscle.

c) elle diminue proportionnellement au carré de la «longueur» du muscle.

Dans les deux analyses, la relation entre la capacité de porter et la flexion du coude est la même si l'on admet une force musculaire constante (voir fig. 12 et courbe A de la fig. 21). La capacité de porter est de loin maximale au début de la flexion, diminue brusquement durant les 20 à 30 premiers degrés de flexion et augmente de nouveau lorsque la flexion se poursuit. La valeur maximale de la capacité de porter au début de la flexion et ensuite sa chute rapide durant la phase initiale de celle-ci sont provoquées par l'action des condyles huméraux sur lesquels passent les tendons des muscles fléchisseurs, au voisinage de l'extension du membre supérieur (fig. 4).

Mais si, comme dans la seconde analyse, on tient compte d'une diminution de la force musculaire durant le raccourcissement progressif du muscle, après la chute initiale, la capacité de porter n'augmente plus durant la suite de la flexion du coude. Au contraire, elle continue à diminuer plus ou moins considérablement selon que la perte de force des muscles fléchisseurs dépend de la «longueur» ou du «carré de la longueur» de ces muscles (courbes B et C de la fig. 21).

Pour la *troisième analyse,* on a supposé que, lors de la flexion du coude, la charge est toujours à l'aplomb du centre de l'épaule. Durant la flexion du coude, le bras s'incline donc vers l'arrière. Cette analyse fut aussi basée sur les courbes de BRAUNE et FISCHER concernant la variation du moment des muscles fléchisseurs avec les mêmes hypothèses a, b et c que pour la seconde analyse.

La courbe de la capacité de porter A de la fig. 32 présente une valeur de départ beaucoup plus élevée que dans les deux analyses précédentes (fig. 12 et 21). Après une chute rapide initiale, elle reste relativement plus élevée jusqu'à une flexion d'environ 100°. A partir de là, elle descend de nouveau. Les courbes B et C (fig. 32), basées sur l'hypothèse d'une force musculaire diminuant proportionnellement à la longueur et au carré de la longueur du muscle, montrent par contre, après la chute rapide initiale, une tendance à la diminution progressive plus ou moins lente, comme les courbes correspondantes de la fig. 21.

Dans la *quatrième analyse,* on étudia l'effet de la position et du mouvement du bras sur la capacité de porter de l'avant-bras durant la flexion du coude. Dans ce but, on se basa sur la loi de la variation du moment des muscles fléchisseurs, obtenue grâce à une vérification des recherches effectuées in vivo par BETHE et FRANKE, FRANKE et REIJS. Cette vérification concorde avec la loi de la diminution de la force musculaire lors du raccourcissement du muscle, déterminée par HERMANN sur le muscle de grenouille. On obtint trois types fondamentaux différents de courbes de la capacité de porter.

1. Le premier type (fig. 59) correspond à des positions du bras entre 70° de rétropulsion et 4° d'antépulsion, par rapport à la verticale. La capacité de porter est maximale au début de la flexion, tombe ensuite rapidement jusqu'à une valeur moyenne, puis présente une légère tendance à la diminution. Cette courbe correspond à celle de la troisième analyse, lorsque le bras est vertical (fig. 32).

2. Le deuxième type vaut pour les positions du bras incliné de 6° à 27° en avant par rapport à la verticale. Pour cette amplitude du mouvement du bras, la capacité de porter garde à peu près la même grandeur durant toute la flexion du coude.

3. Le troisième type (fig. 61) se trouve lorsque le bras est élevé en avant entre 35° et 90° par rapport à la verticale. La capacité de porter est minimale au début de la flexion du coude. Elle augmente d'abord lentement, puis de plus en plus rapidement et atteint sa valeur maximale en fin de flexion.

Pour compléter les analyses théoriques, la capacité de porter durant la flexion du coude fut encore étudiée dans deux séries d'expériences personnelles in vivo :

1. pour une position verticale du bras et
2. pour une situation constante du point d'application de la charge sous le centre de l'épaule.

Les courbes de la capacité de porter obtenues grâce à ces deux séries d'expériences

[8] Pour la définition de «longueur» et «carré de la longueur», voir page 288.

sont désignées par *V* dans les fig. 67 et 68. Elles présentent une très bonne concordance avec les courbes théoriques *Th (1)* et *Th (2)*.

La concordance des résultats des analyses théoriques et des expériences pratiques permet d'évaluer exactement un principe de construction matérialisé dans la structure anatomique du membre supérieur. Ce principe assure un développement optimal de l'effort du bras durant la flexion du coude si l'on considère les exigences de la vie quotidienne et, en particulier, le fait de lever, de porter et d'attirer une charge.

Dans le cadre de cette étude, on n'a pu s'étendre sur la signification que revêtent les résultats de la recherche pour la physiologie du travail.

Littérature

Bethe, A. et F. Franke : Beiträge zum Problem der willkürlich beweglichen Armprothesen. Münch. med. Wschr. *1919*, 202, fig. 5

Braune, W. et O. Fischer : Die Rotationsmomente der Beugemuskeln am Ellenbogengelenk des Menschen. Abh. königl.-sächs. Ges. Wiss., Math.-phys. Kl. *15* (1889)

Fick, A.: Mechanische Arbeit und Wärmeentwicklung bei der Muskeltätigkeit. Inter. wiss. Bibl. *51* (1882)

Franke, F. : Die Kraftkurve menschlicher Muskeln bei willkürlicher Innervation und die Frage der absoluten Muskelkraft. Pflügers Arch. *184*, 306 (1920), fig. 2 a

Grohmann, F. W. : Über die Arbeitsleistung der am Ellenbogengelenk wirkenden Muskeln. Arch. f. Anat. *1902*

Hermann, L.: Pflügers Arch. *1871*

Reijs, J. H. O.: Über die Veränderung der Kraft während der Bewegung. Pflügers Arch. *191*, 250 (1921), fig. 9

Strasser, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik, Vol. IV. 1927

Wacholder, K.: Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie, Vol. 15. Berlin: Springer 1930, p. 596. «S'il s'agit de développer la force maximale pour servir une machine, il faut installer l'ouvrier à la machine de façon telle qu'il puisse empoigner celle-ci dans cette position (dans laquelle le moment des muscles fléchisseurs est à son maximum).»

Weber, Ed.: dans Wagner. Handwörterbuch der Physiologie, Vol. III

11. Répartition de la densité de l'os spongieux dans l'extrémité supérieure du fémur. Son importance pour la théorie de la structure fonctionnelle de l'os *

Septième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien

Avec 12 figures

La distribution de la densité de l'os spongieux revêt une importance fondamentale pour la réponse à la question : l'os spongieux est-il construit fonctionnellement, c.-à-d. avec la plus grande économie possible de matériau? S'il en est ainsi, alors :

1. comme ROUX déjà l'a énoncé, à chaque endroit, l'épaisseur, la densité et le nombre des trabécules, c.-à-d. la répartition de la masse, doivent correspondre à la distribution quantitative de la sollicitation et

2. les éléments de l'os spongieux doivent subir la plus petite sollicitation possible. En d'autres mots, ils doivent être sollicités axialement en compression ou en traction.

Une comparaison entre la répartition de la densité de l'os spongieux et la distribution quantitative de la sollicitation permet de déterminer immédiatement si la première exigence est satisfaite [1]. Par contre, il n'est pas possible de concevoir la sollicitation des différentes trabécules. On ne peut donc savoir que par un détour si celles-ci sont sollicitées en compression ou en traction.

D'après la théorie de ROUX, elles sont sollicitées axialement en compression ou en traction pure parce que le tissu spongieux présente une structure trajectorielle et ROUX suppose que, dans un treillis trajectoriel, toutes les barres doivent être sollicitées suivant leur axe. Mais ceci n'est pas exact car un treillis trajectoriel se caractérise uniquement par le fait que ses barres sont orientées comme les trajectoires des contraintes. La ligne d'action de la force ne doit donc pas nécessairement coïncider avec l'axe de la barre mais elle peut aussi lui être parallèle. Dans ce dernier cas cependant, les barres sont sollicitées en flexion par une force longitudinale. Elles subissent donc une sollicitation

---

* Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft. Morph. Jb. *95*, 35–54 (1954)

[1] Déjà GRUNEWALD a tenté de démontrer que, dans l'extrémité supérieure du fémur, la répartition de la densité du tissu spongieux correspond à la distribution quantitative des contraintes. D'abord il croit reconnaître une condensation circulaire du tissu spongieux autour du centre de la tête fémorale dans une coupe transversale passant par ce centre, alors qu'en réalité la zone de condensation s'étend sur toute l'étendue de la coupe en une large bande de direction sagittale (voir fig. 4 a). GRUNEWALD attribue cette zone de condensation prétendument centrale uniquement aux contraintes de cisaillement dont il suppose qu'elles atteignent leur grandeur maximale dans une région concentrique autour du centre de la tête. Ceci n'est pas exact comme nous le démontrerons. GRUNEWALD n'explique pas la cause du manque de tissu spongieux dans la zone du triangle de Ward. Il n'envisage ce fait que du point de vue de l'opportunité. Il croit qu'en évidant une poutre sollicitée en flexion, on élimine les contraintes de cisaillement et qu'on augmente ainsi la solidité de la poutre. Cette conception est partagée par RAUBER et WOLF: «Où il n'y a pas de matériau il ne peut non plus y avoir de contraintes de cisaillement et on peut éviter celles-ci par l'évidement de la poutre sollicitée en flexion. Grâce à l'évidement, la poutre devient alors plus solide qu'une poutre pleine soumise aux contraintes de cisaillement.» Cette affirmation repose sur la conception extrêmement naïve qu'en enlevant du matériau on peut aussi éliminer les contraintes se produisant dans celui-ci. En réalité, les contraintes qui ne peuvent plus être reprises par le milieu de la poutre doivent évidemment l'être additionnellement par son pourtour. Ainsi des contraintes de cisaillement beaucoup plus élevées se produisent dans une poutre évidée que dans une poutre massive de même diamètre. La fig. 2 le représente. Dans la poutre massive, à gauche (fig. 2 a), les contraintes maximales de cisaillement *S* atteignent la valeur 7,1. Dans la poutre évidée de droite ayant le même diamètre (fig. 2 b), elles valent 16,7. Ainsi l'évidement de la poutre les a presque doublées.

beaucoup plus grande que celle due à une compression ou à une traction axiale. Par conséquent, pour une même résistance elles doivent être construites beaucoup plus solidement. L'orientation trajectorielle de l'os spongieux, *seule,* ne prouve donc pas que les éléments de ce tissu sont sollicités axialement.

Cette démonstration, qui n'a pas encore été faite, peut cependant être déduite elle aussi de la distribution de la densité de l'os spongieux. En effet, la répartition de la masse permet de conclure au mode de sollicitation. Si la répartition de la densité de l'os spongieux correspond à la distribution quantitative de la sollicitation, d'après les théories de l'élasticité on peut conclure avec une vraisemblance voisine de la certitude que les éléments spongieux sont sollicités axialement en compression ou en traction car cette relation n'existe que pour une sollicitation axiale et non pour une sollicitation en flexion, comme l'illustre la figure 1.

Les trois barres supérieures présentent la même solidité. Elles sont sollicitées axialement en compression par des forces différentes (D) dont les grandeurs sont entre elles comme 1/2/4. Les masses des barres (M) sont aussi dans le rapport de 1/2/4. Chaque fois la masse est proportionnelle à la force de compression. Une même force (D_1) s'exerce sur chacune des trois barres inférieures. La première de celles-ci est sollicitée axialement. La force de compression agit excentriquement sur la deuxième et la troisième, de sorte que ces deux dernières sont sollicitées en flexion par une force longitudinale. Bien que, pour les trois barres, la force de compression D_1 ait la même grandeur, les masses des barres sont entre elles comme 1/2/4. Elles ne sont donc pas proportionnelles à la grandeur de la force. Pour une sollicitation excentrique en compression, c.-à-d. pour une sollicitation en flexion, les masses ne peuvent être proportionnelles à la grandeur de la force que dans un cas exceptionnel, lorsque l'excentricité de la force de compression est et reste la même pour les trois barres. Il n'est pas pensable que cette condition puisse être remplie dans le tissu spongieux puisque le principe du remaniement de l'os entraîne finalement une sollicitation axiale. Ceci exclut que le remaniement puisse s'arrêter dans toutes les barres pour une grandeur bien dé-

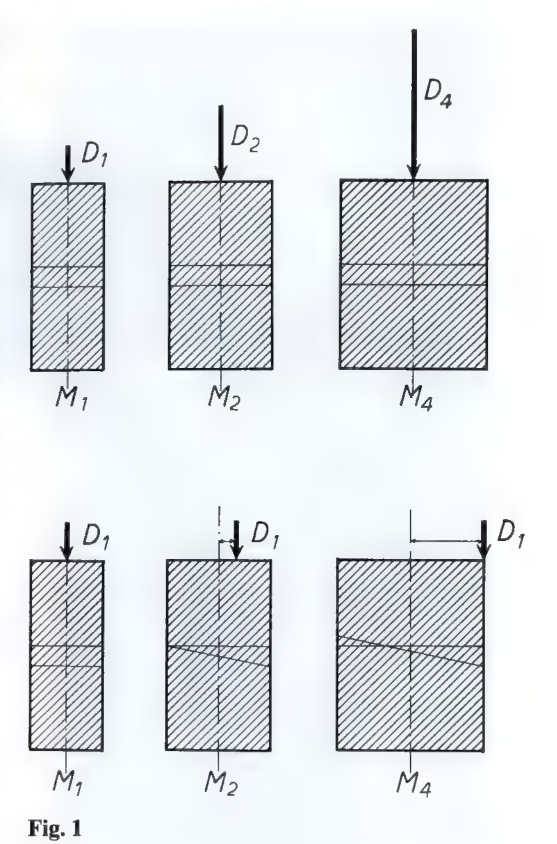


Fig. 1

a **b**

Fig. 2 a et b

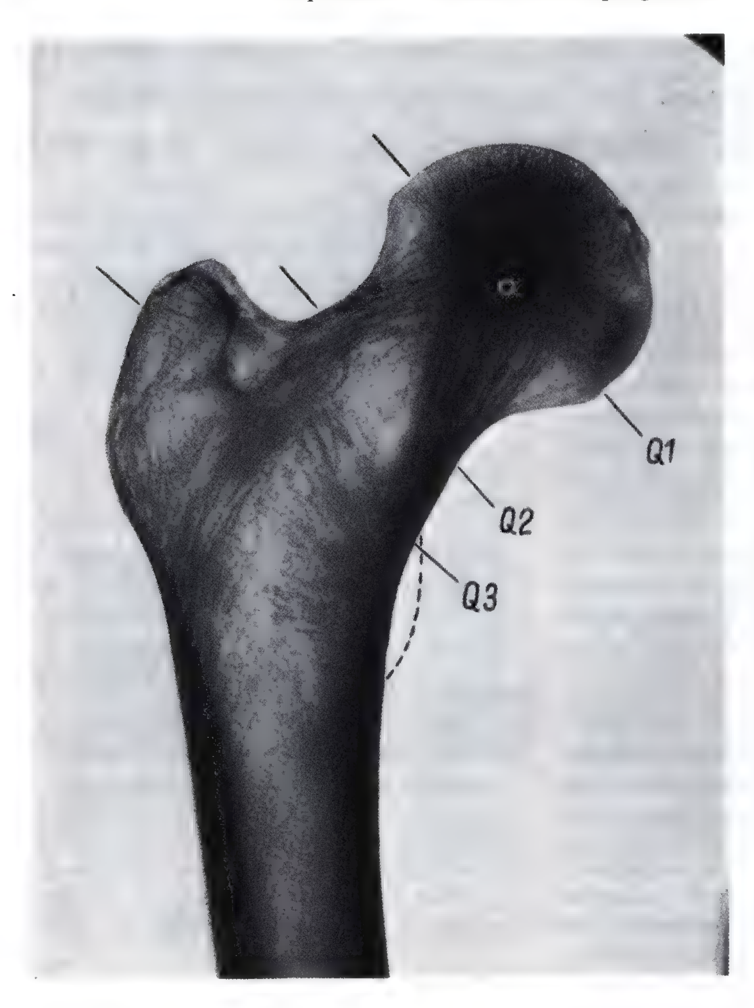


Fig. 3

terminée et partout la même de la sollicitation en flexion. C'est pourquoi, dans le tissu spongieux, une concordance entre la répartition des masses et la distribution quantitative de la contrainte agissant sur les trabécules peut être considérée comme une preuve de ce que les éléments du spongieux sont sollicités axialement en compression ou en traction.

Pour pouvoir vérifier si, dans l'extrémité supérieure du fémur, la répartition de la densité du tissu spongieux correspond à la distribution quantitative des contraintes exercées, il faut d'abord expliquer les modes de sollicitation qui peuvent provoquer des contraintes plus élevées *à l'intérieur* de l'os. En effet, le tissu spongieux ne peut se trouver dans l'os tubulaire qu'aux endroits où la grandeur des contraintes et des déformations élastiques dépasse la limite inférieure du stimulus entraînant la formation et le maintien de tissu osseux.

Si l'on envisage de ce point de vue les modes de sollicitation possibles de l'os tubulaire, on peut immédiatement éliminer la flexion. En effet, celle-ci entraîne des contraintes maximales à la périphérie de la coupe transversale, dans la corticale, alors qu'au milieu de l'os, dans la zone de la fibre neutre, il n'y a pas ou seulement de très petites contraintes (voir le diagramme des contraintes de flexion à la fig. 2). Par contre, lors de la sollicitation en cisaillement, les contraintes maximales se produisent au milieu de la coupe et diminuent suivant la direction du cisaillement, de part et d'autre, jusqu'à la

périphérie où elles sont nulles. Le diagramme des contraintes de cisaillement *S* dans la fig. 2 le montre. De même, des forces de compression peuvent entraîner de grandes contraintes à l'intérieur de l'os tubulaire mais seulement dans les zones où elles s'appliquent, c.-à-d. aux extrémités à partir desquelles la compression distribuée à la surface articulaire est directement transmise à l'intérieur de l'os jusqu'à une certaine profondeur.

Pour répondre à la question posée, il faut donc expliquer la distribution quantitative des contraintes de cisaillement et de compression dans l'extrémité supérieure du fémur et la comparer à la répartition de la densité du tissu spongieux. En ce qui concerne cette dernière, c'est sa répartition dans la projection sur le plan dans lequel l'extrémité supérieure du fémur subit sa sollicitation maximale – en flexion – qui est décisive. Comme, durant la période d'appui unilatéral de la marche, le plan de flexion reste à peu près constamment frontal, il faut étudier la distribution de la densité du tissu spongieux dans la projection sur le plan frontal. C'est une radiographie adéquate de la préparation anatomique qui s'y prête le mieux. En effet, à chaque endroit de celle-ci, de l'intensité du noircissement on peut conclure avec certitude à la grandeur de la masse irradiée (fig. 3). En outre, il faut connaître la répartition du tissu spongieux perpendiculairement à ce plan, c.-à-d. en direction sagittale. On peut l'observer sur des coupes transversales à des niveaux appropriés de l'extrémité supérieure du fémur (fig. 4 a, b et c).

Pour déterminer la distribution quantitative des contraintes de compression et de cisaillement dans l'extrémité supérieure du fémur, on doit partir des forces qui agissent sur la tête fémorale. Celle-ci subit sa sollicitation décisive, c.-à-d. la plus grande des sollicitations qui se répètent continuellement, durant la période d'appui unilatéral de la marche. A ce moment, un seul membre inférieur supporte tout le poids du corps. Le schéma de la sollicitation du squelette du membre durant cette période (fig. 5) montre que le poids du corps, représenté par un carré noir, s'exerce excentriquement sur la hanche du membre en charge et, par conséquent, tend à basculer le bassin vers la droite. Ce basculement est empêché par la chaîne disposée à gauche de l'articulation de la hanche (tension des abducteurs), qui tend à faire pivoter le bassin de ce côté avec une force suffisante pour équilibrer le poids du corps. La chaîne garantit ainsi la position horizontale du bassin sur la tête du fémur. La charge de l'extrémité supérieure du fémur provient donc du poids du corps et de la force des abducteurs. Il s'agit de deux forces dont les moments ont des signes opposés et s'équilibrent au niveau de l'articulation de la hanche. C'est la résultante de ces deux forces qui détermine la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur. Sa situation et sa direction sont connues car elle doit passer d'une part par le point d'intersection des deux forces et d'autre part par le centre de rotation de l'articulation de la hanche puisque les moments par rapport à ce centre de rotation sont en équilibre. La fig. 6 montre la situation et la ligne d'action du poids du corps *K* ainsi que de la force musculaire *M*, corres-



Fig. 4 a – c

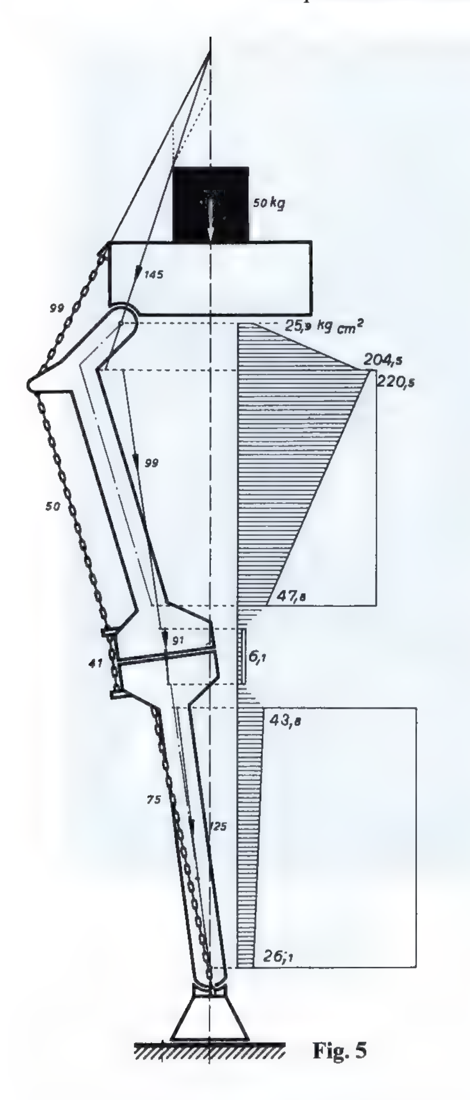


Fig. 5

pondant aux conditions anatomiques. Les dimensions du dessin, de même que la situation du centre de rotation de la hanche et celle du centre de gravité S_5 de la partie du corps supportée par la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral, sont basées sur les données du travail de O. FISCHER concernant la marche de l'homme. La situation et la ligne d'action de la force musculaire M proviennent des recherches de A. FICK „Statische Betrachtungen der Muskeln des Oberschenkels". Cette force musculaire M est la résultante de toutes les composantes des muscles entourant la hanche, qui exercent une action d'abduction sur le membre durant la période d'appui unilatéral. Comme l'indiquent les figures 5 et 6, la résultante est oblique par rapport à l'axe du col fémoral, de sorte que l'extrémité supérieure du fémur est sollicitée en flexion par la force de compression articulaire. La sollicitation en flexion augmente distalement parce que la distance entre la résultante et l'axe du col fémoral s'allonge dans le même sens. La composante de cisaillement de la résultante, le cisaillement dû à l'inclinaison de celle-ci sur l'axe du col, présente par contre la même grandeur à tous les niveaux de l'extrémité supérieure du fémur. En effet, la grandeur de ce cisaillement ne dépend que de l'inclinaison de la force de compression sur l'axe du col fémoral et cette inclinaison est à peu près la même à tous les niveaux.

La force de compression résultante R ne vaut cependant comme sollicitation que pour la région de l'extrémité supérieure du fémur pontée par les abducteurs, jusqu'à l'origine de ces derniers au grand trochanter, comme le montre le schéma fig. 5. Distalement à partir de cet endroit, outre le poids du corps, d'autres muscles agissent sur le fémur, particulièrement le tractus ilio-tibial. Celui-ci revêt une importance décisive quant à la situation et à la ligne d'action de la compression résultante agissant sur la diaphyse du fémur. Il tend à infléchir le fémur en direction opposée au poids du corps alors que la tension des muscles de l'enveloppe musculaire entourant le fémur agit en gros en compression axiale. La situation de la résultante du poids du corps et de la tension du tractus ilio-tibial est aussi visible dans le schéma fig. 5. Elle est reprise à la fig. 7 avec une bonne approximation (R), compte tenu des conditions anatomiques. Les deux figures montrent qu'au niveau de la diaphyse fémorale, la résultante est aussi inclinée par rapport à l'axe de l'os mais en sens opposé à celle qui agit sur le col fémoral. En effet, la distance entre sa ligne d'action et l'axe fémoral diminue distalement. La situation de la résultante indique que la diaphyse du fémur elle aussi est sollicitée en flexion et en cisaillement. Mais comme à son niveau la résultante est inclinée sur l'axe en direction opposée par rapport au col fémoral, le cisaillement présente des signes opposés dans la diaphyse et dans le col. En outre, le cisaillement dans la diaphyse fémorale est beaucoup plus petit

que dans le col puisque la résultante y est moins inclinée sur l'axe que dans le col.

Après ce bref aperçu des forces s'exerçant sur l'extrémité supérieure du fémur, on analysera la distribution quantitative des contraintes provoquées par la pression articulaire et par le cissaillement.

La pression articulaire n'est pas uniformément distribuée à la surface de l'articulation, comme le montre le diagramme des contraintes de compression fig. 8. Elle atteint sa valeur maximale à l'endroit où la résultante *R* traverse la partie portante de la surface articulaire et diminue légèrement et symétriquement vers les deux côtés de part et d'autre de cet endroit. La distribution de la pression articulaire s'exprime sur la radiographie par la forme de la zone dense de tissu osseux sous-chondral dans le toit du cotyle. Celle-ci correspond à la forme du diagramme des contraintes de compression (fig. 9). Les contraintes de compression s'exercent perpendiculairement à la surface articulaire et sont d'abord dirigées vers le centre de l'articulation puisque la tête fémorale est sphérique et qu'il n'y a pratiquement pas de frottement dans l'articulation. Plus on s'éloigne de la surface articulaire, plus les lignes de contraintes de compression divergent, de sorte que, à hauteur du centre de l'articulation, elles suivent déjà un trajet plus parallèle. Continuant celui-ci et suivant la direction de la résultante, elles arrivent à la corticale médiale où elles se jettent dans l'arc d'Adam. Les contraintes de compression maximales doivent donc se produire dans une zone concentrique autour du point central, dans une coupe transversale passant par le centre de rotation de la tête fémorale. La direction et la densité des travées spongieuses qui vont de la périphérie de celle-ci jusqu'à l'arc d'Adam en un faisceau appelé principal, apparaissent spécialement bien sur la radiographie fig. 3. Elles correspondent à la direction et à la distribution quantitative des contraintes de compression prévues théoriquement.

L'endroit d'application de la force ne garde pas une situation constante sur la tête fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche parce que le fémur modifie continuellement son inclinaison par rapport au bassin, dans le plan sagittal. C'est ainsi que la tête fémorale pivote de 15° à 20° par rapport à la force de compression résultante,

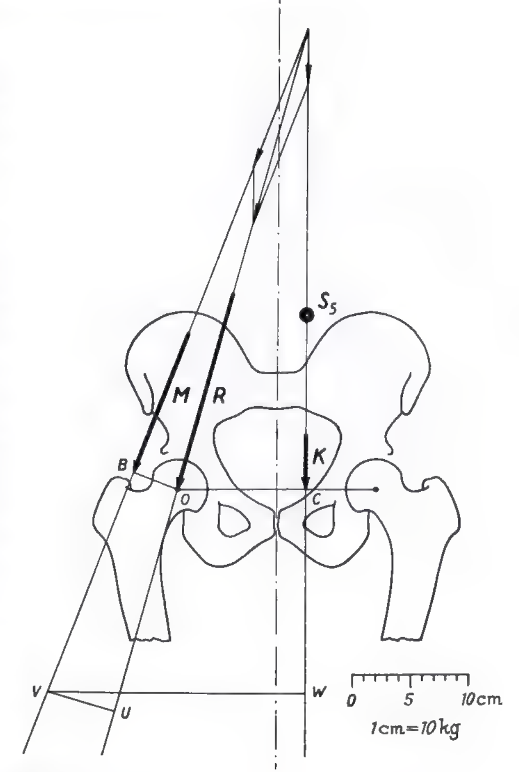


Fig. 6

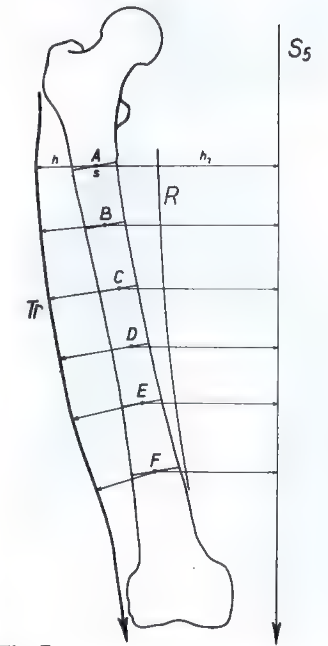


Fig. 7

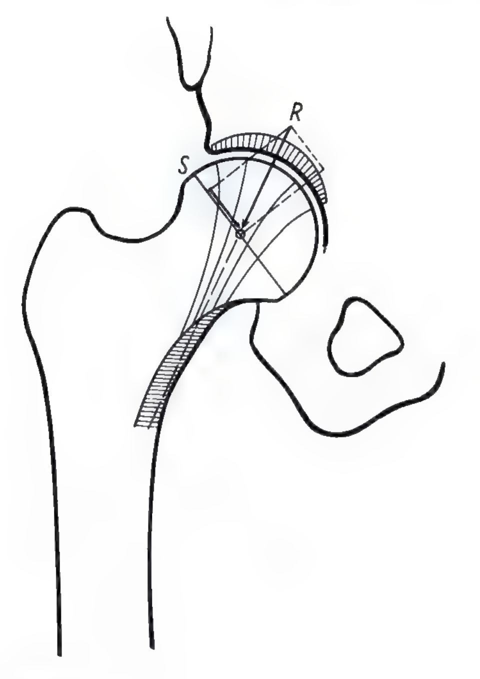


Fig. 8

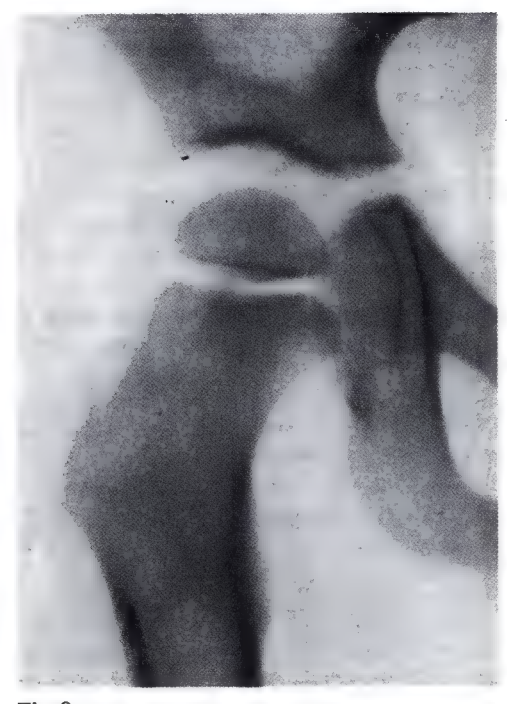


Fig. 9

ce qui y déplace alternativement en avant et en arrière la zone qui reçoit la compression. Comme en outre des forces dynamiques horizontales agissent alternativement d'avant en arrière et d'arrière en avant, les contraintes maximales de compression se produisent durant la marche dans une large bande de la tête du fémur s'étendant en direction sagittale au milieu de la surface de la coupe. Si par ailleurs on tient compte de ce que, au voisinage de la zone où s'applique la force, la distribution quantitative du cisaillement est très semblable à celle de la compression, les contraintes de cisaillement atteignent elles aussi leur valeur maximale dans cette même bande. Si l'on considère la coupe passant par le centre de la tête fémorale (fig. 4a), il apparaît clairement que le tissu spongieux est condensé en une large bande s'étendant en direction sagittale au milieu de la coupe. La situation de cette bande correspond à la zone des contraintes maximales de compression et de cisaillement.

La sollicitation du col fémoral et celle de la région trochantérienne sont complètement différentes de celle de la coupe transversale passant par la tête du fémur. En première approximation, ces régions peuvent être comparées à une poutre sollicitée en flexion. Comme le plan de flexion est toujours à peu près frontal, les contraintes maximales de compression et de traction provenant de la flexion se produisent aux bords médial et latéral de la coupe. Au milieu de celle-ci, dans la zone du plan neutre, il n'y a pas ou il n'y a que de très petites contraintes de flexion. Dans le col fémoral aussi, les contraintes maximales de cisaillement se produisent au milieu de la coupe. La ligne d'action de la force de compression résultante a à peu près partout la même inclinaison sur l'axe du col. On pourrait donc admettre que les contraintes de cisaillement ont la même grandeur à tous les niveaux du col, comme c'est le cas dans une poutre sollicitée en flexion de façon analogue. Cette conclusion n'est cependant pas correcte parce que, contrairement à la poutre à laquelle il est comparé, le col fémoral ne possède pas partout le même diamètre. Il présente en effet un élargissement conique aussi bien en direction de la tête fémorale qu'en direction du trochanter. Un élargissement conique entraîne comme conséquence des contraintes de cisaillement additionnel-

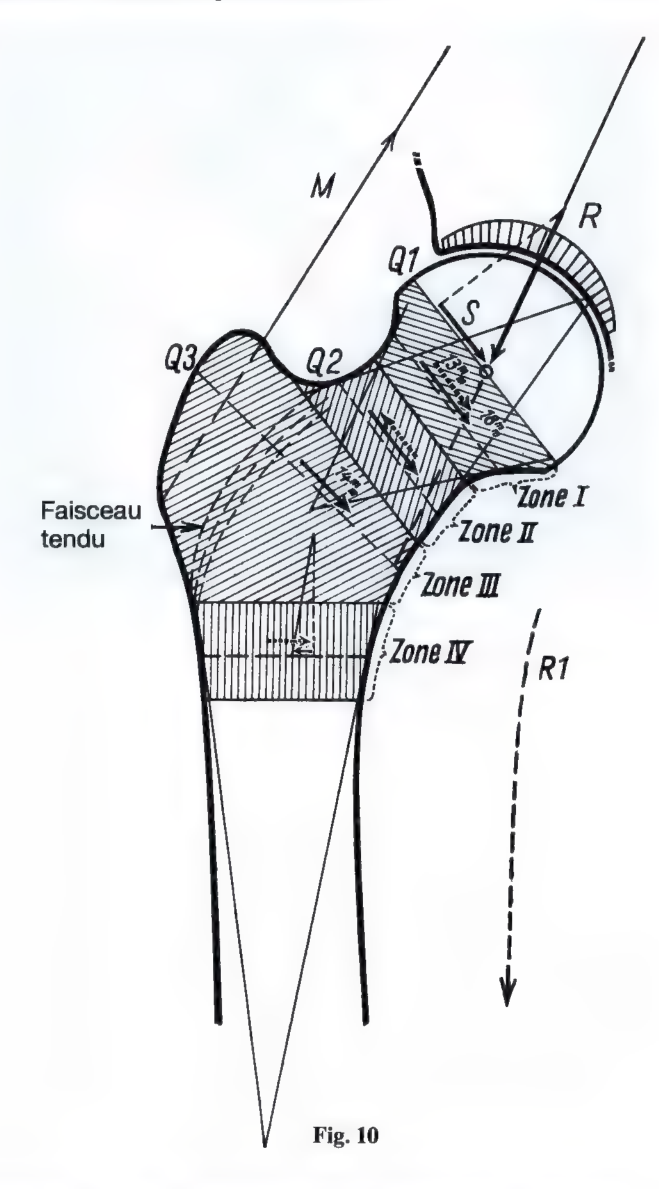


Fig. 10

les, causées par la forme conique. Selon le sens dans lequel le diamètre augmente, elles ont un signe différent. Elles peuvent ainsi accroître ou diminuer les contraintes de cisaillement dues à l'inclinaison de la ligne d'action de la force sur l'axe du col.

La fig. 10 représente graphiquement les contraintes de cisaillement dans l'extrémité supérieure du fémur. Quatre zones s'y distinguent par des hachures différentes. Pour chacune, une flèche continue indique le cisaillement dû à l'inclinaison de la force sur l'axe du col, une flèche en traits interrompus celui dû à la forme conique. En outre, la situation des trois coupes transversales *Q1*, *Q2* et *Q3* (fig. 4a, b et c) est reportée dans le dessin.

La coupe de la tête fémorale *Q1* est la seule coupe de l'extrémité supérieure du fémur qui ne soit pas sollicitée en flexion parce que la ligne d'action de la force de compression résultante passe par son centre de gravité (centre de rotation). Outre la compression articulaire, il n'y a que la composante de cisaillement *S* de la force de compression résultante qui y agisse. Elle entraîne des contraintes de cisaillement élevées dans la bande

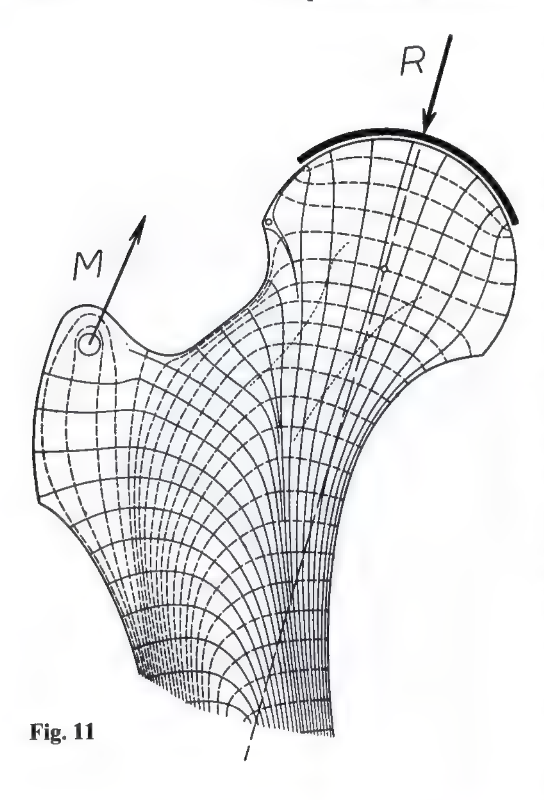


Fig. 11

décrite plus haut. Dans la partie supérieure du col fémoral (zone I) où le diamètre augmente en direction de la tête, le cisaillement dû à la forme conique a la même direction que celui dû à l'inclinaison de la force sur l'axe cervical. Les contraintes dues à ces deux types de cisaillement s'y additionnent donc. Dans cette zone du col du fémur se produisent de grandes contraintes de cisaillement. La densité du tissu spongieux y traduit cette situation, comme le montre la radiographie fig. 3. Dans la partie voisine du col fémoral (zone II), le diamètre de celui-ci s'agrandit en direction du grand trochanter, c.-à-d. en sens opposé par rapport à la partie supérieure de la zone I. Par conséquent, le cisaillement dû à la forme conique a un signe contraire à celui dû à l'inclinaison de la ligne d'action de la force sur l'axe cervical. Dans cette zone à laquelle appartient le triangle de Ward, ce dernier type de cisaillement est diminué ou complètement éliminé par le premier et il ne reste que des contraintes de cisaillement minimales. En concordance avec ceci, le tissu spongieux est raréfié et même absent dans la zone du triangle de Ward à travers laquelle la coupe *Q2* est réalisée. La radiographie fig. 3 montre une image claire correspondante. Dans la zone suivante du col fémoral, plus distale (zone III), il ne se produit pas de cisaillement dû à la forme conique car ici la partie portante du col fémoral est limitée par le faisceau de traction de tissu spongieux comme on peut le voir sur la radiographie. Ce faisceau est à peu près parallèle au contour médial du col fémoral. Le grand trochanter est une saillie osseuse qui ne participe pas à la fonction de support mais est uniquement sollicitée par la tension des abducteurs, comme BAUMANN a pu le démontrer. De même, l'image trajectorielle fig. 11 montre que le flux de contraintes dû à la mise en charge longe la base du grand trochanter. Dans celui-ci même, ne se produisent que des contraintes dues à la traction musculaire. Dans cette zone, la partie portante de l'extrémité supérieure du fémur ne présente pas d'élargissement conique. Il ne s'y produit donc que des contraintes de cisaillement dues à l'inclinaison de la ligne d'action de la force sur l'axe cervical. Ces contraintes sont plus petites que celles résultant des deux types de cisaillement dans la partie proximale du col fémoral (zone I). En concordance avec ceci, la coupe *Q3* (fig. 4 c) est complètement remplie de tissu spongieux contrairement à la coupe *Q2* (fig. 4 b). A la radiographie, le tissu spongieux à hauteur de la coupe *Q3* présente une densité moins élevée, correspondant à des contraintes de cisaillement plus petites, que dans la zone I. Dans la région sous-trochantérienne de l'extrémité supérieure du fémur qui n'est pas reprise dans cette analyse, le cisaillement dû à la forme conique a un sens opposé à celui du cisaillement causé par l'inclinaison de la force sur l'axe cervical et il est beaucoup plus grand que ce dernier. Par conséquent, les contraintes de cisaillement résultantes ont un signe contraire à celui des contraintes de cisaillement dues à l'inclinaison de la force sur l'axe cervical (fig. 10).

L'étude photo-élastique (fig. 12) confirme les analyses théoriques. Elle donne immédiatement une image claire de la distribution quantitative des contraintes à condition que l'expérience s'approche autant que possible des circonstances réelles et que l'on possède bien la théorie de la méthode. Mais celle-ci n'est elle aussi qu'un moyen d'appro-

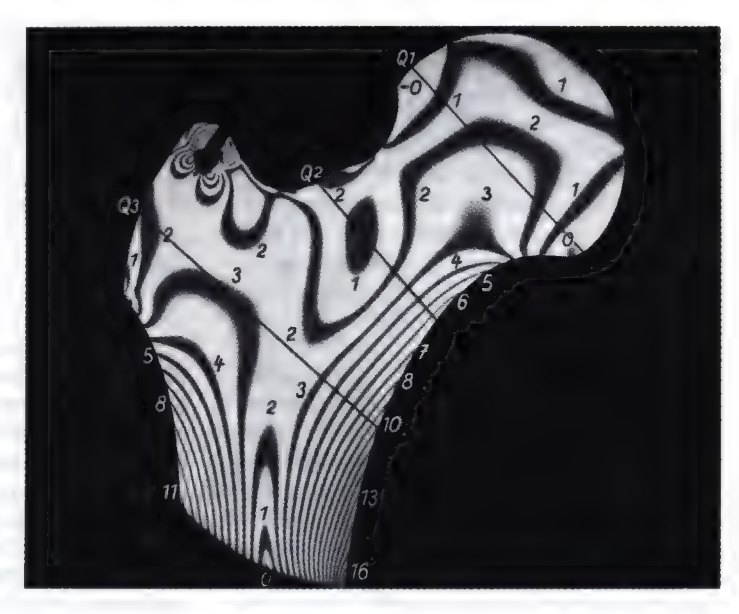


Fig. 12

ximation. Elle suffit cependant amplement pour répondre à la question posée.

Le modèle découpé dans une plaque de plastique transparent est sollicité d'une façon analogue à l'extrémité supérieure du fémur du membre en charge. La résultante des muscles abducteurs est matérialisée par un fil de traction attaché au grand trochanter et au modèle de bois du bassin sus-jacent de telle sorte que l'inclinaison du fil de traction corresponde à la direction de la force musculaire résultante. Une compression verticale est exercée sur le bassin au centre de gravité du corps S_5. Sous l'effet d'une mise en charge de plus en plus grande, des bandes aux couleurs de l'arc-en-ciel apparaissent l'une à côté de l'autre dans le modèle éclairé par de la lumière polarisée circulaire. Les lignes vertes y apparaissent noires si l'on interpose un filtre rouge. Ces lignes sont les isochromes. Sur leur trajet, les contraintes ont partout la même grandeur. Les contraintes ont une grandeur différente dans les différentes lignes dont chacune est caractérisée par un numéro d'ordre. L'ordre 0 signifie qu'à cet endroit il n'y a pas de contraintes. Les ordres 2 et 4 indiquent que, sur le trajet de ces lignes, se produisent des contraintes 2 ou 4 fois plus grandes que celles se produisant sur la ligne portant le numéro d'ordre 1. Dans les zones claires séparant les lignes noires, les contraintes ont, à chaque endroit, une grandeur proportionnelle à la distance de cet endroit aux lignes noires. Dans une étroite bande périphérique de la tête fémorale, les isochromes indiquent des contraintes trop basses dans la zone où s'exerce la force parce que, dans cette zone, de la pression hydrostatique se surajoute, qui n'apparaît pas dans l'image des isochromes. La situation des coupes transversales *Q1*, *Q2* et *Q3* est indiquée dans celle-ci.

Une vue d'ensemble de la distribution quantitative des contraintes dans le modèle montre d'abord que les contraintes maximales se produisent du côté médial du col du fémur, dans la zone de l'arc d'Adam. Le minimum de contraintes se produit dans la zone *Q2* à l'endroit où se trouve le triangle de Ward.

Dans les différentes coupes, les contraintes présentent la distribution quantitative suivante.

Dans la coupe passant par la tête fémorale (*Q1*), elles atteignent leur maximum (environ 2,5) au milieu et tombent médialement et latéralement de façon assez symétrique jusqu'à la valeur 0,5. La distribution de la densité spongieuse correspond très bien à cette répartition. Aussi bien sur la radiographie fig. 3 que dans la coupe de la préparation anatomique fig. 4 a, elle est maximale au milieu et diminue vers le pourtour médial et latéral.

Dans la coupe supérieure à travers le col *Q2*, le minimum des contraintes (1) se trouve quelque peu au-dessus du milieu, vers la limite latérale du col. De là, les contraintes augmentent beaucoup plus fortement vers le bord médial que vers le latéral. Au bord médial, elles atteignent leur valeur maximale (6,5) tandis qu'au bord latéral elles ont la valeur 2. La radiographie fig. 3 et la coupe de la préparation anatomique fig. 4 b montrent que la densité du tissu spongieux et l'épaisseur de la corticale présentent une distribution correspondante. Du côté médial, non seulement le tissu spongieux est plus dense mais surtout la corticale est beaucoup plus épaisse que du côté latéral, traduisant la différence de grandeur des contraintes. Dans une bande centrale qui correspond à peu près à la situation de la fibre neutre et au minimum des contraintes dans l'image des isochromes, le tissu spongieux est très raréfié et en partie absent. Cette zone atrophique (triangle de Ward) se trouve dans l'os un peu plus vers le bord médial que le minimum des contraintes dans l'image des isochromes. Cette disparité peu importante s'explique par la différence de distribution des masses dans le modèle et dans l'os. Dans le modèle plan massif, l'axe de gravité se trouve à peu près au milieu du col fémoral. Dans l'os, du fait de la différence d'épaisseur des corticales, il est légèrement déplacé en dedans. C'est pourquoi le plan neutre y est aussi déplacé vers le bord médial par rapport au modèle.

Dans la troisième coupe (*Q3*), à la base du col fémoral (fig. 4 c), les contraintes maximales (10) apparaissent au bord médial du modèle (fig. 12). Ailleurs, elles atteignent la valeur 2,5–3. Les contraintes ont donc dans cette coupe une valeur considérablement plus élevée que dans la coupe supérieure *Q2*, passant par le triangle de Ward, où à l'endroit analogue elles n'atteignent que l'ordre 1. La répartition de la densité spongieuse dans cette région de la coupe (fig. 3 et 4) correspond à l'image de la distribution quantitative des contraintes. Contrairement à la coupe précédente *Q2* du col, où l'os spongieux est considérablement raréfié dans la partie centrale (triangle de Ward), à cet endroit de la coupe *Q3*, on trouve de nouveau un tissu spongieux puissant dans la région de la zone neutre. La radiographie montre en outre que, au niveau de la coupe *Q3*, le tissu spongieux présente une densité moins élevée que dans la zone I (fig. 10) où se produisent des contraintes de cisaillement beaucoup plus grandes. Une comparaison entre l'image des isochromes, la radiographie de l'extrémité supérieure du fémur et les trois coupes montre, sans doute possible, que la densité du tissu spongieux correspond en gros, à chaque endroit, à la grandeur des contraintes exercées. On peut surtout déterminer très exactement que l'augmentation et la diminution de la densité de l'os spongieux correspondent localement à l'augmentation et à la diminution de la grandeur des contraintes dans le modèle. Il existe donc pratiquement une concordance quantitative et géométrique entre la répartition de la densité de l'os spongieux et la distribution quantitative des contraintes dans le modèle. Par conséquent, il est justifié de conclure que non seulement l'épaisseur, la densité et le nombre des trabécules correspondent à chaque endroit à la grandeur des contraintes exercées mais aussi que les différents éléments du tissu spongieux sont sollicités axialement en compression ou en traction. En d'autres mots, le tissu spongieux constitue un treillis exempt de flexion. Il est donc construit avec la plus grande économie de matériau.

Littérature

Baumann, W.: Die Bedeutung des Trochanter major für die Festigkeit des Oberschenkelknochens. Inaugural-Dissertation Frankfurt 1951.

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. Teubner, Leipzig 1899.

Föppl, L. und E. Mönch: Praktische Spannungsoptik. Springer 1950.

Grunewald, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen des Menschen. Z. orthop. Chir. *39* (1920) 132/33.

Pauwels, Fr.: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Beil.-Heft zur Z. orth. Chir. *63* (1935).

Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. S. B. Anat. Tagg. Bonn 1947.

Rauber, A.: Elasticität und Festigkeit der Knochen. Engelmann, Leipzig 1876.

Roux, W.: Gesammelte Abhandlungen. Vol. 1, Engelmann, Leipzig 1895.

Wolf, J.: Über die Wechselbeziehungen zwischen der Form und der Funktion der einzelnen Gebilde der Organismen. Nat. F. Vers. Aachen 1900.

12. L'adaptation fonctionnelle de l'os par croissance en longueur *

Avec 38 figures

D'après la théorie de ROUX concernant la structure et l'adaptation fonctionnelles de l'os, le squelette représente une construction remarquablement légère car chacun de ses éléments est construit avec un minimum de matériau pour la sollicitation qu'il subit dans l'appareil moteur. D'autre part, cette légèreté de construction de l'os serait imposée par la fonction grâce à une régulation mécanique de la croissance en largeur, que la forme et la sollicitation soient normales ou qu'elles soient pathologiques.

La caractéristique essentielle de la structure et de l'adaptation fonctionnelles consiste en une économie de matériau dans le squelette formant la charpente de l'appareil moteur. La légèreté de construction de l'os entraîne de son côté une économie de force musculaire et ainsi de la masse musculaire servant au mouvement, de même qu'une économie de l'énergie chimique indispensable à la conservation de l'os du fait du remaniement continuel de ce dernier. L'économie d'énergie dans l'appareil moteur signifie une augmentation de la capacité de survie de l'individu, ce qui, d'après la théorie de Roux, constitue le critère de l'adaptation fonctionnelle.

D'après ROUX, l'économie de matériau dans le squelette ne proviendrait que de la structure de chaque os et de son adaptation par croissance en largeur. Mais ce n'est pas seulement la structure de l'os qui revêt une importance décisive pour l'économie de matériau. C'est aussi et surtout la façon dont l'os est incorporé dans l'ensemble de la construction de l'appareil moteur. Ce fait a été ignoré jusqu'à présent. On n'a pas remarqué non plus qu'outre l'adaptation par croissance en largeur, il existe aussi une adaptation fonctionnelle par croissance en longueur, contestée par ROUX. Celui-ci fait toutefois remarquer que, sous l'effet d'une sollicitation augmentée, par exemple par des sauts répétés, l'os devient un peu plus long que normalement et que, si la sollicitation est plus faible, il reste un peu plus court. Dans son dernier travail cependant, ROUX souligne explicitement que cette altération modérée de la longueur ne doit pas être considérée comme une adaptation fonctionnelle puisqu'elle n'augmente pas la capacité de survie de l'individu.

Jusqu'à présent, toutes les possibilités d'économie de matériau dans la structure du squelette n'ont pas été reconnues. Finalement la cause en revient à ce que le principe supérieur qui permet l'économie de matériau dans une construction portante n'a pas servi de base d'appréciation. Puisque ce principe de construction constitue le fondement de la structure et de l'adaptation fonctionnelles de l'os, je m'y arrêterai quelque peu. Dans le but de faciliter la compréhension, je présenterai d'abord quelques considérations théoriques pour expliquer ce qui détermine la quantité de matériau nécessaire dans une colonne mise en charge.

Il est évident qu'une colonne doit être construite d'autant plus lourdement que la charge qu'elle supporte est plus grande et qu'ainsi sa sollicitation est plus élevée. Ceci est représenté quantitativement à la figure 1.

La colonne de gauche qui supporte la petite charge pèse 10 kg. Celle de droite sur laquelle repose une charge trois fois plus lourde doit avoir un diamètre beaucoup plus grand pour un même résistance. Elle pèse 30 kg. Elle est donc trois fois plus lourde que celle de gauche. La grandeur de la sollicitation de la colonne détermine donc la quantité de matériau.

Cependant la grandeur de la sollicitation de la colonne mise en charge ne dépend pas

* Verh. Dtsch. Orthop. Ges., 45. Kongress (1958)

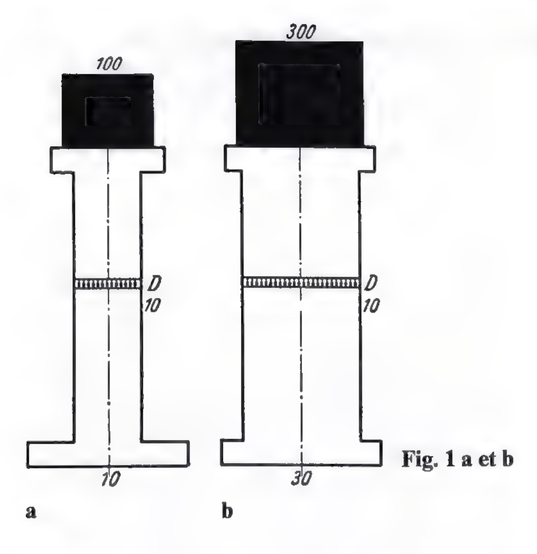


Fig. 1 a et b

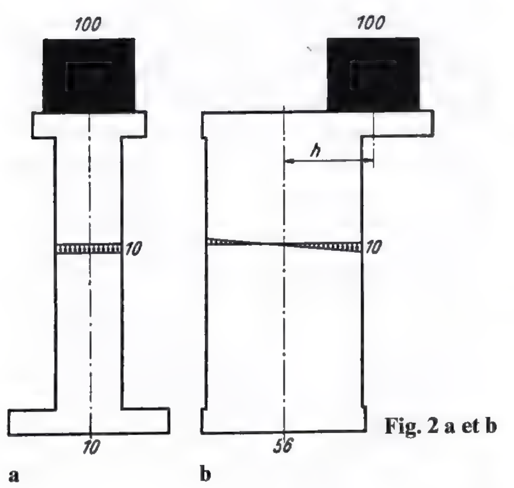


Fig. 2 a et b

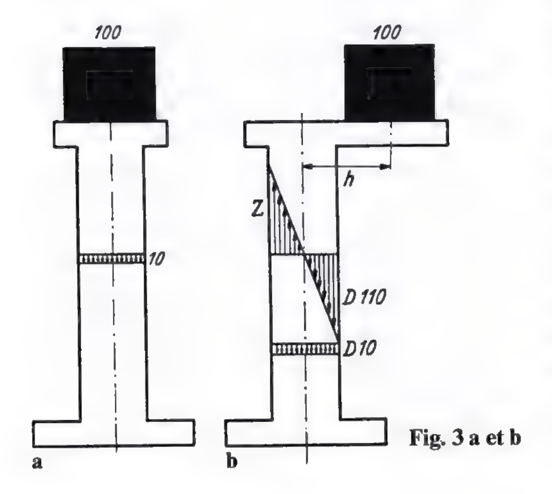


Fig. 3 a et b

seulement de la *grandeur* de la charge mais bien plus encore de la *situation* de celle-ci, comme le montre le dessin suivant (fig. 2). A gauche, la charge se trouve au dessus du milieu de la colonne. Celle-ci est donc sollicitée suivant son axe, c.-à-d. purement en compression. Elle pèse 10 kg. La même charge a été déplacée excentriquement vers la droite de la colonne de droite. Rien que ce déplacement de la charge augmente tellement la sollicitation de la colonne que celle-ci doit peser 56 kg pour assurer le même coefficient de sécurité que la colonne de gauche. Elle doit donc être à peu près deux fois plus lourde que la colonne du dessin précédent (fig. 1) supportant une charge trois fois plus grande.

La sollicitation de la colonne est augmentée de façon si considérable par le déplacement de la charge parce que celle-ci, située excentriquement, provoque deux types de contraintes représentées séparément dans la colonne de droite (fig. 3 b). La charge agit sur celle-ci :

1. en compression pure, exactement comme si elle se trouvait au dessus du milieu de la colonne, comme dans le dessin de gauche (fig. 3 a). Les contraintes de compression axiale ainsi produites ont la même grandeur dans toute la coupe transversale. Elles sont représentées à l'échelle dans le diagramme inférieur de la fig. 3 b.

2. simultanément en flexion, avec un bras de levier *h*. La sollicitation en flexion comprime le matériau du côté droit, l'étire du côté gauche. Par conséquent, des contraintes de compression se produisent dans la moitié droite de la coupe, des contraintes de traction dans la moitié gauche. La grandeur et la distribution des contraintes de flexion sont représentées par le diagramme supérieur de la fig. 3 b.

Les contraintes maximales de compression et de traction provenant de la flexion sont, au bord, 11 fois plus grandes que les contraintes de compression axiale du diagramme inférieur. Or c'est exclusivement la contrainte maximale se produisant dans la coupe qui détermine le danger de rupture. La grandeur de la sollicitation de la colonne et la quantité de matériau nécessaire dépendent donc de la sollicitation additionnelle en flexion.

Le dessin suivant (fig. 4) indique la relation entre la quantité de matériau nécessaire et la grandeur de la sollicitation additionnelle

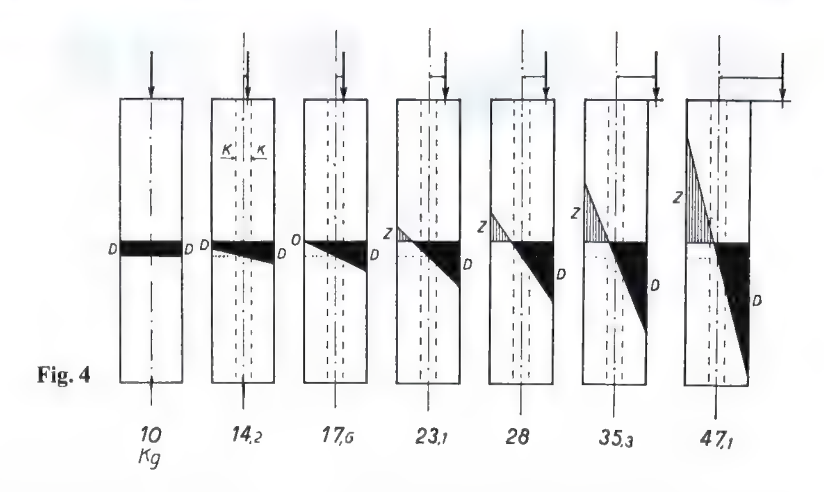


Fig. 4

en flexion. La colonne de gauche sollicitée suivant son axe pèse 10 kg. La deuxième colonne doit déjà peser 14,2 kg, presque une fois et demie autant que la première, malgré le peu d'importance de la sollicitation additionnelle en flexion. La dernière colonne doit peser 47,1 kg à cause de la sollicitation en flexion beaucoup plus grande. Pour une même solidité, elle doit donc peser presque 5 fois autant que la colonne de gauche sollicitée suivant son axe.

L'os tubulaire est sollicité en compression et en flexion par le poids du corps de la même façon que la colonne l'est par la charge excentrique. La quantité de matériau osseux nécessaire dépend donc de la sollicitation en flexion ajoutée à la compression. Réduire ou éliminer la sollicitation en flexion équivaut par conséquent à épargner du matériau osseux.

Je me suis demandé comment, de façon purement théorique, il est possible d'éliminer ou de réduire la flexion dans une colonne qui, comme l'os, est sollicitée en compression et en flexion. Je suis arrivé à la conclusion qu'il existe quatre possibilités. Il est intéressant de constater que ces quatre possibilités théoriques sont toutes exploitées dans la construction de l'appareil moteur. Ceci fournit une explication mécanique de la structure et de l'adaptation fonctionnelle de l'os.

Pour faciliter la compréhension du raisonnement ultérieur, je me servirai d'un modèle simple.

Si la charge se trouve bien centrée sur la colonne (fig. 5 a), celle-ci est sollicitée suivant son axe, soit purement en compression. Si la charge est déplacée latéralement (fig. 5 b), la colonne est sollicitée non seulement en compression mais aussi en flexion, comme vous le voyez. Plus la charge est déplacée, plus grande est la flexion et, par conséquent, plus grande la sollicitation de la colonne.

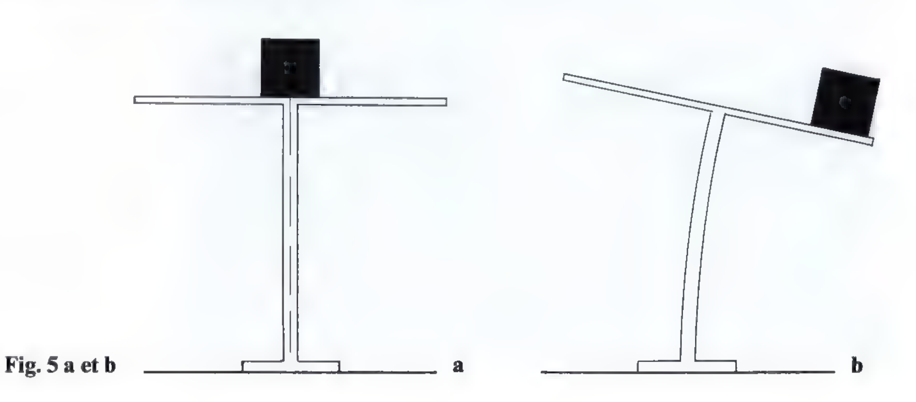


Fig. 5 a et b

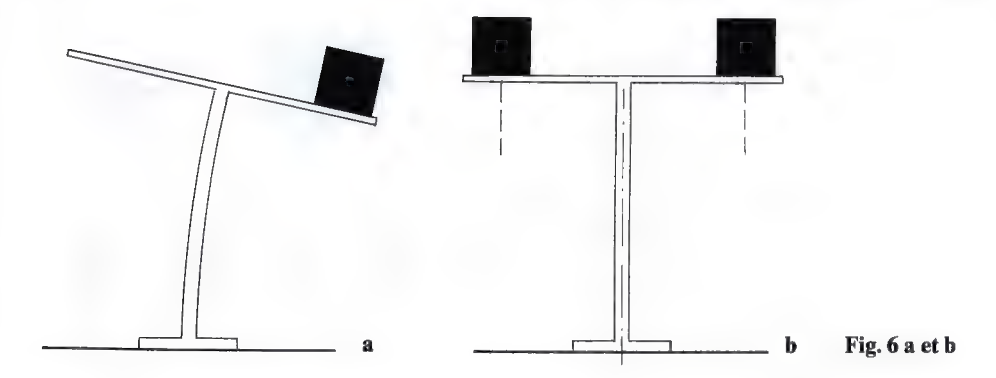


Fig. 6 a et b

La première possibilité d'éliminer la flexion consiste à poser une deuxième charge sur la traverse, du côté opposé (fig. 6b). Cette charge tend à infléchir la colonne vers la gauche, du côté opposé à la charge de droite. Un tirant accroché à l'endroit du contrepoids et tirant vers le bas avec la même force que ce dernier exerce le même effet. En technique, ce dispositif s'appelle un hauban.

Vous voyez ici dessiné (fig. 7) ce que je vous ai montré à l'aide d'un modèle.

Dans le schéma de gauche, le poids se trouve à droite de la colonne. Par conséquent, des contraintes de compression se produisent dans la moitié droite de la coupe, des contraintes de traction dans la moitié gauche. Dans le schéma du milieu, le poids se trouve à gauche de la colonne. Ici, inversement, les contraintes de compression se produisent dans la moitié gauche, celles de traction dans la moitié droite de la coupe. Si les deux poids agissent simultanément, comme dans le schéma de droite, dans chaque moitié de la coupe les contraintes de compression éliminent celles de traction. Il ne reste que les contraintes de compression axiale pure provoquées par les deux poids. La somme de ces contraintes de compression est cependant beaucoup plus petite que les contraintes de flexion maximales provoquées par une seule charge excentrique. La sollicitation de la colonne et, par conséquent, la quantité de matériau nécessaire sont donc fortement diminuées par un contrepoids ou par un hauban.

Une expérience photo-élastique met particulièrement bien en évidence l'effet de décharge d'un hauban (fig. 8). La grandeur de la sollicitation de la colonne peut être lue immédiatement à partir du nombre des isochromes, c.-à-d. des lignes noires du modèle. Plus il apparaît de lignes dans celui-ci lors de la mise en charge, plus grande est la sollicitation de la colonne.

La première colonne n'est sollicitée en compression et en flexion que par la force excentrique *K*. Sa sollicitation est très grande, comme le montre le nombre élevé de lignes noires. Pour les colonnes suivantes, outre la force *K*, un hauban *G* exerce une contre-flexion du côté opposé, du côté gauche, avec une force de plus en plus grande, comme l'indique l'allongement de la flèche *G*. Plus grande est la force du hauban, moins élevé devient le nombre de lignes noires et plus petite la sollicitation de la colonne. Les contraintes maximales atteignaient 94 kg/cm^2 dans la colonne en haut à gauche, sans hauban. La force de plus en plus grande de celui-ci les réduit à 30 kg/cm^2 dans la colonne en bas à droite. Ainsi le hauban réduit la sollicitation de cette colonne à un tiers.

Le principe du hauban est réalisé dans l'appareil moteur par la tension des ligaments et des muscles. Ainsi la sollicitation en flexion que l'os tubulaire subit du fait de la situation excentrique du poids du corps est fortement diminuée par la tension des ligaments et des muscles. Elle n'est donc pas augmentée par la tension musculaire, comme on l'a admis jusqu'à présent.

Comme exemple, je voudrais d'abord vous illustrer par une expérience photo-élastique l'effet du tractus ilio-tibial sur la sollicitation de la diaphyse fémorale durant la période d'appui unilatéral de la marche (fig. 9).

Dans le modèle de gauche, le fémur est sollicité uniquement par le poids du corps désigné par S_5. Celui-ci tend à l'infléchir

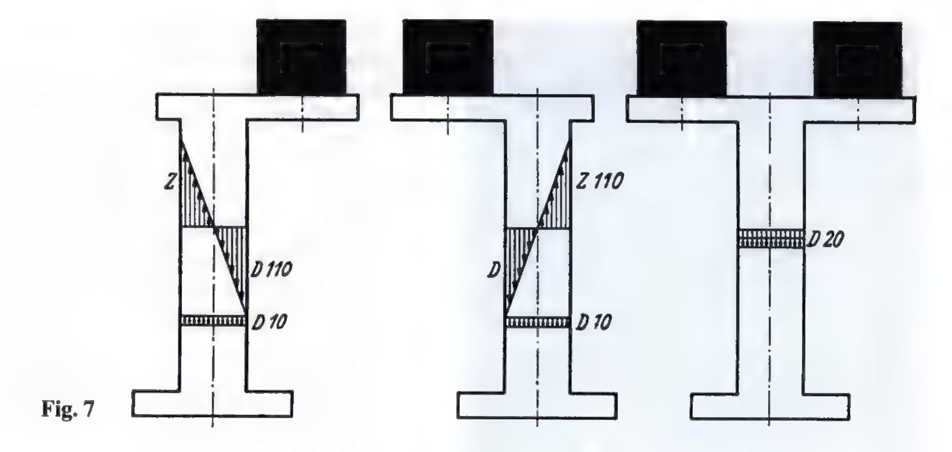


Fig. 7

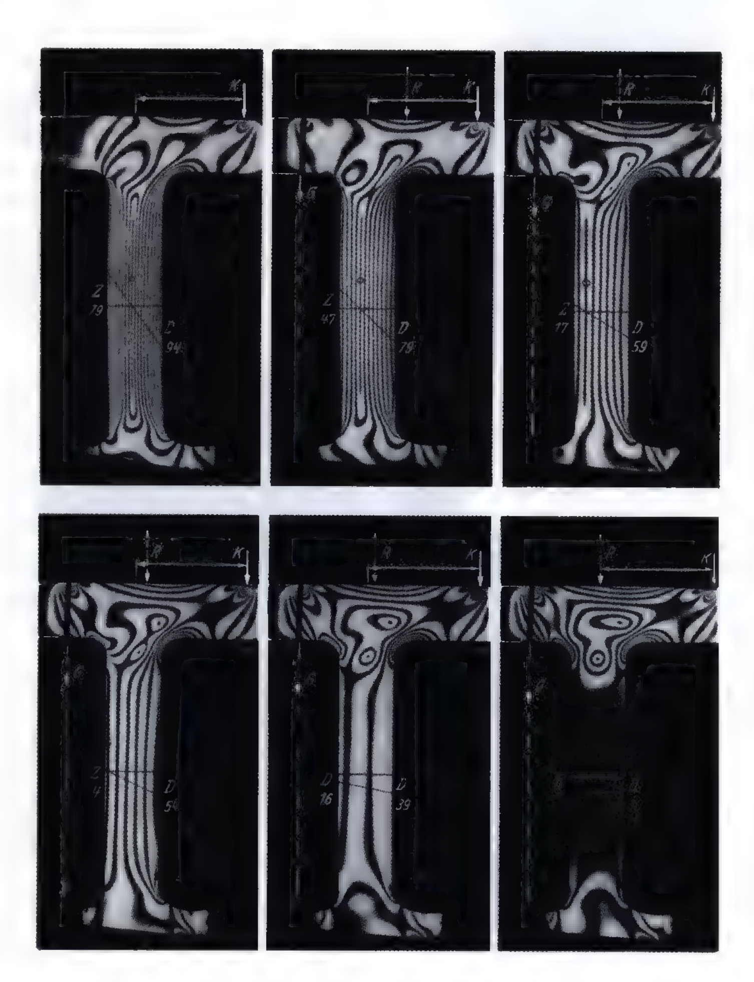


Fig. 8



Fig. 9

vers la droite. Le nombre des lignes noires est très élevé et les plus grandes contraintes qui se produisent dans le modèle atteignent 83 kg/cm². Dans le modèle de droite, le tractus ilio-tibial, désigné par *G*, agit comme un hauban puisqu'il tend à infléchir la diaphyse fémorale vers la gauche, du côté opposé au poids du corps. La tension du tractus ilio-tibial diminue considérablement le nombre des lignes noires et donc la sollicitation du fémur, pour ce modèle de 83 kg/cm² à 48 kg/cm², soit à peu près de moitié.

Comme la sollicitation de la diaphyse fémorale est réduite par le tractus ilio-tibial, celle de tous les os tubulaires est diminuée par la tension des muscles qui équilibrent le poids du corps au niveau des articulations.

L'expérience photo-élastique suivante illustre l'effet de décharge exercé par les muscles sur la sollicitation de l'humérus (fig. 10).

Le modèle de gauche montre la sollicitation de l'humérus lorsque l'épaule et le coude sont ankylosés, c.-à-d. sous la charge du poids du corps seul.

Dans le modèle de droite, le coude est articulé et fixé par un muscle fléchisseur. Dans la partie inférieure de l'humérus, pontée par le muscle agissant comme hauban, le nombre de lignes noires s'est considérablement réduit et la sollicitation est tombée de 9,2 kg/cm² à 4 kg/cm² et même jusqu'à 1 kg/cm² au voisinage de l'articulation.

Au niveau de la hanche, les abducteurs exercent le même effet de décharge sur la sollicitation du col fémoral (fig. 11).

Dans le dessin inférieur gauche, le diagramme des contraintes indique, à l'échelle, la grandeur de la sollicitation en flexion que subit le col du fémur lorsque la hanche est

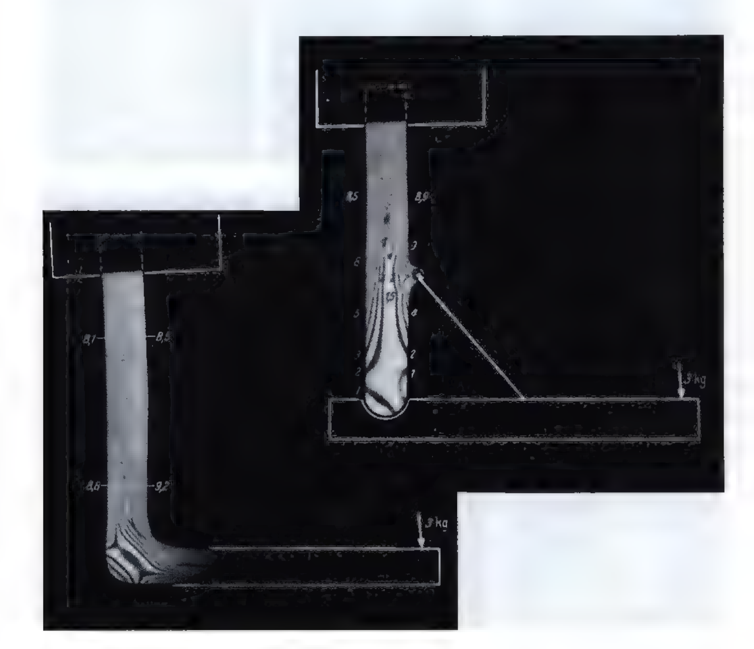


Fig. 10

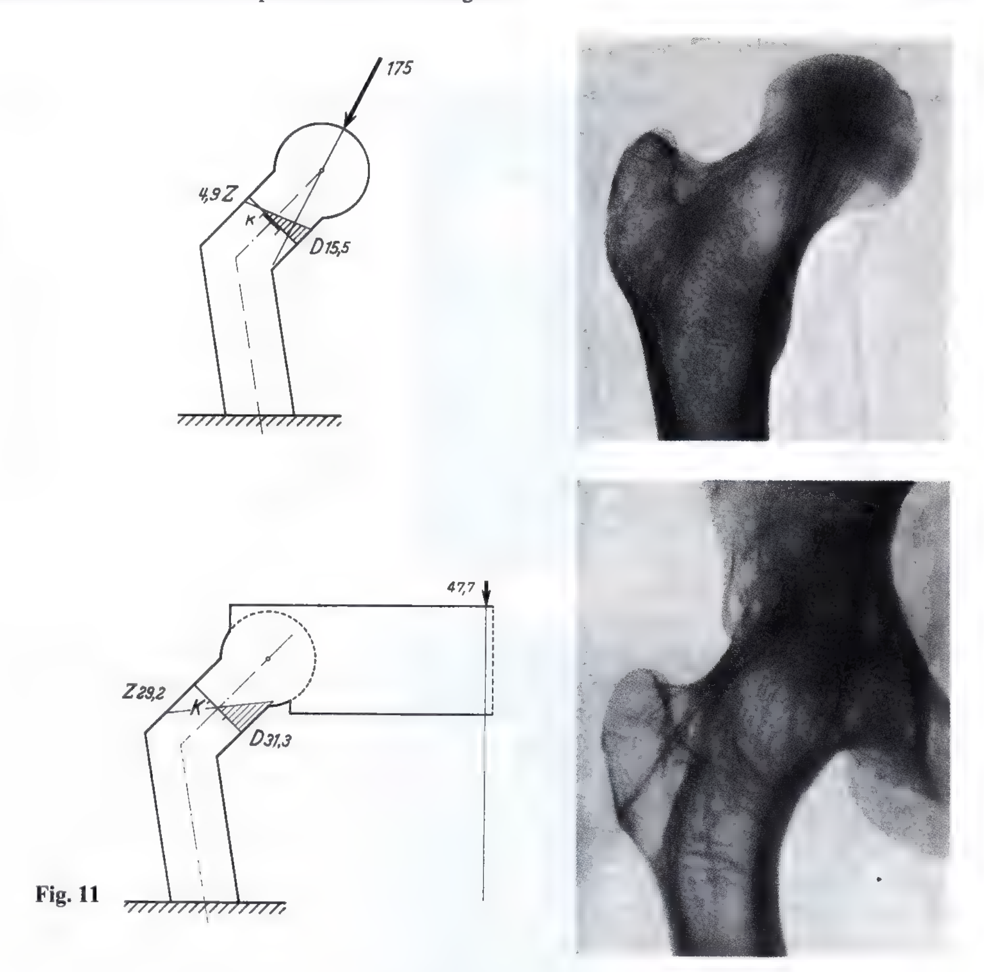


Fig. 11

ankylosée, c.-à-d. sous l'effet du poids du corps seul. Le dessin supérieur représente la sollicitation lorsque la hanche est mobile et que les abducteurs agissent comme un hauban. Une comparaison entre les deux diagrammes des contraintes montre que, lorsque la hanche est librement mobile, l'action de hauban des abducteurs réduit la sollicitation du col fémoral du côté comprimé de 31,3 kg/cm² à 15,5 kg/cm², du côté tendu de 29,2 kg/cm² à 4,9 kg/cm².

Si l'on compare l'épaisseur des corticales du col fémoral sur les deux radiographies, l'économie de matériau apparaît particulièrement évidente dans la hanche normale, en haut. Elle doit être attribuée à l'effet des abducteurs qui diminuent considérablement la sollicitation en flexion.

Dans l'ankylose, l'épaisseur de la corticale augmente du côté comprimé comme du côté tendu, dans les mêmes proportions que les contraintes de compression et celles de traction. Ce fait démontre que les contraintes de traction provoquent la formation d'os tout comme celles de compression, ce qui n'était admis ni par Roux ni particulièrement par Murk Jansen.

L'effet de hauban des muscles trouve, lors du mouvement des membres, la régulation automatique la plus parfaite que l'on puisse imaginer.

Lors du mouvement des membres, l'os tubulaire est successivement sollicité en flexion par le poids du corps de façons complètement différentes. Il devrait donc être aussi construit de différentes façons s'il l'était le plus légèrement possible pour chaque mode de sollicitation. Comme le démontre une étude de l'action des muscles lors du mouvement, les haubans musculaires non seulement dimi-



Fig. 12

nuent la sollicitation en flexion très polymorphe due au poids du corps mais aussi, ce qui est surprenant, ils la transforment en une sollicitation en flexion de même mode et de même direction. Ceci se réalise grâce aux mêmes muscles qui sont en tout cas nécessaires à la fixation des articulations. Grâce à cette uniformisation automatique de sa sollicitation par les haubans musculaires, l'os ne doit être construit qu'en vue d'un seul mode de sollicitation en flexion, ce qui économise considérablement le matériau.

Comme exemple, je voudrais décrire très brièvement la régulation de la sollicitation du tibia durant la marche. J'ai écrit à ce sujet un travail détaillé dans le Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte (Vol. 115, 1950).

La figure 12 représente schématiquement quatre positions successives du squelette du membre inférieur durant la période d'appui unilatéral de la marche. Les diagrammes à gauche du tibia indiquent chaque fois la distribution quantitative sur la longueur de l'os de la sollicitation en flexion due uniquement au poids du corps. De la forme de ces surfaces des moments, il apparaît qu'elle est fondamentalement différente dans les différentes positions. En outre, la flexion s'exerce alternativement dans des directions opposées, comme l'indiquent les petits arcs de cercle. Les diagrammes à droite du tibia représentent la distribution quantitative de la sollicitation en flexion que l'os subit sous l'action simultanée du poids du corps et des muscles. Les modes fondamentalement différents de sollicitation en flexion dus au poids du corps seul sont transformés par l'action musculaire en un seul et même mode de sollicitation en flexion. Ceci est dû, comme je l'ai mention-

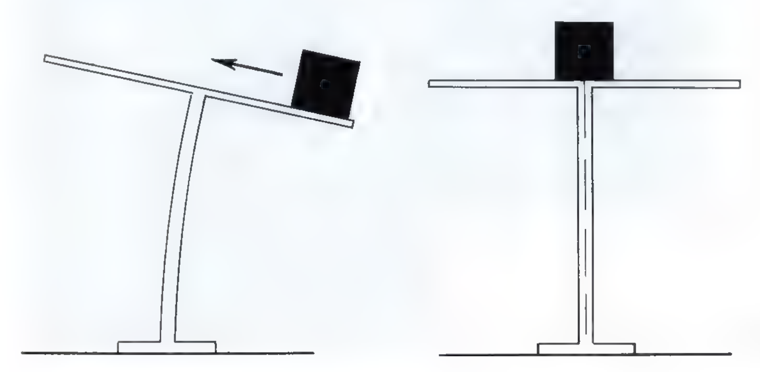


Fig. 13

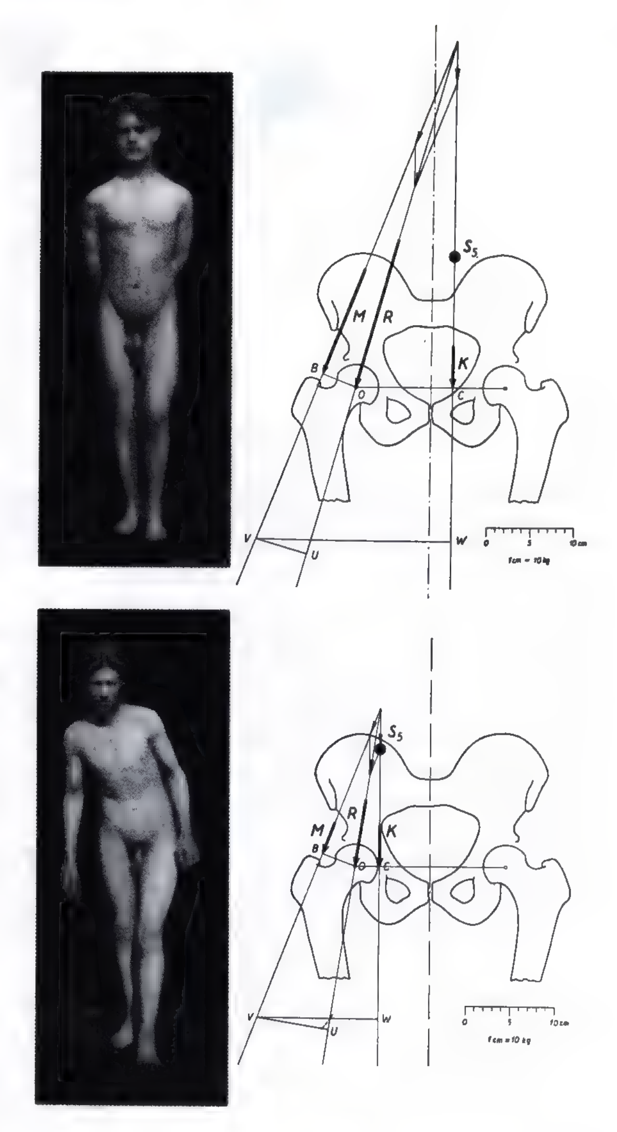


Fig. 14

né, aux mêmes muscles qui sont nécessaires pour fixer la cheville dans chacune des positions. Par conséquent, le tibia ne doit être construit que pour un mode de sollicitation en flexion. Ceci garantit une économie maximale de matériau.

La deuxième possibilité de réduire ou de supprimer la sollicitation en flexion d'une colonne consiste à déplacer le poids jusqu'au-dessus du milieu de la colonne (fig. 13).

Ce principe est aussi réalisé dans l'appareil moteur, par la boiterie (fig. 14).

Le dessin supérieur droit représente la sollicitation de l'articulation de la hanche lors de la marche normale. Le poids du corps désigné par K agit en flexion sur le col fémoral au bout du bras de levier o–c. Comme le montre le dessin inférieur, l'inclinaison du tronc déplace le centre de gravité du corps S_5 vers la hanche du membre en charge et ainsi raccourcit fortement son bras de levier o–c. Ceci réduit considérablement l'effet fléchissant du poids du corps, c.-à-d. la sollicitation du col fémoral.

La boiterie doit être considérée comme une adaptation «purement fonctionnelle», c.-à-d. comme une adaptation de la grandeur de la sollicitation à une diminution de la ré-

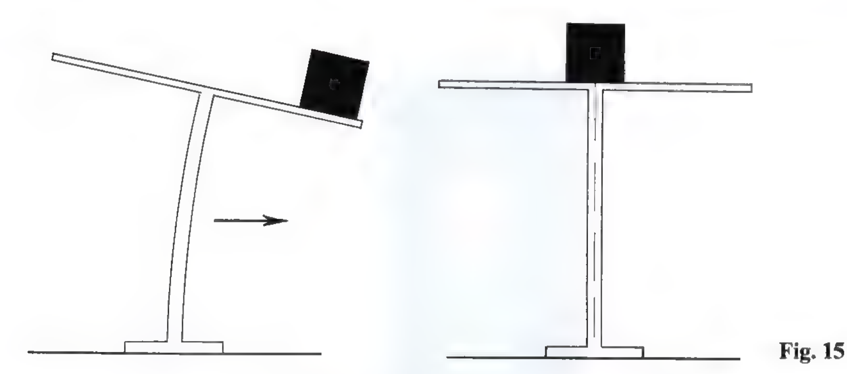


Fig. 15

sistance de l'os. Elle est imposée par un mécanisme réflexe compliqué et n'apparaît que passagèrement lors de la mise en charge. Sous la protection de «l'adaptation purement fonctionnelle» installée momentanément, se produit alors peu à peu une adaptation fonctionnelle «morphologique», soit la restauration de la solidité de l'os, grâce à laquelle la boiterie disparaît lentement. Sa disparition indique donc le progrès de la guérison.

La troisième possibilité de réduire la sollicitation en flexion consiste à déplacer la colonne jusqu'en dessous du poids (fig. 15). C'est sur ce principe que repose l'adaptation fonctionnelle de l'os par croissance en largeur selon la théorie de Roux.

Ce processus d'adaptation varié et apparemment si compliqué, dont il n'y a pas d'explication mécanique jusqu'à présent, se comprend facilement si l'on part des deux faits qui constituent la base de l'adaptation fonctionnelle par croissance en largeur :

1. le fait, confirmé par des centaines d'observations, que l'os réagit à une augmentation de sa sollicitation par apposition de tissu osseux, à une diminution de sa sollicitation par résorption de tissu osseux et ceci chaque fois proportionnellement à la grandeur de la contrainte;

2. le fait que, dans une colonne sollicitée excentriquement, c.-à-d. en compression et en flexion, les contraintes de bord sont toujours plus grandes du côté comprimé que du côté tendu.

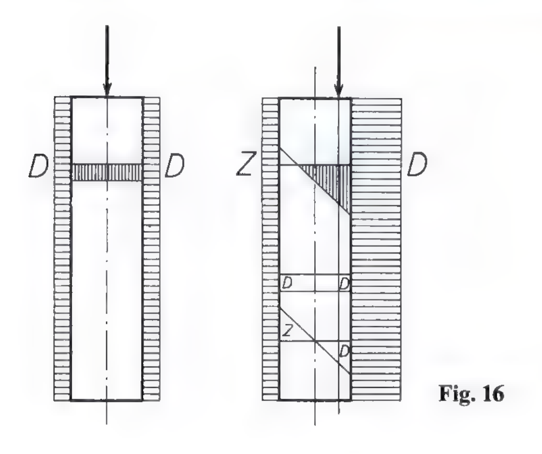
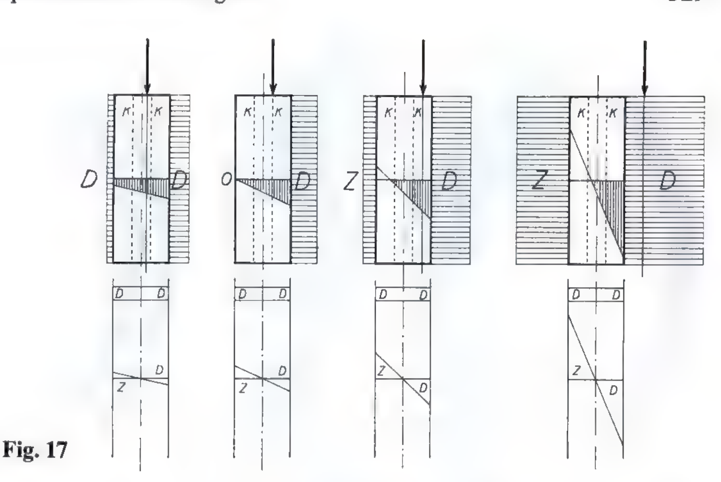


Fig. 16

A la figure suivante (fig. 16), outre les diagrammes habituels des contraintes, les contraintes maximales sont indiquées sur toute la longueur des colonnes, puisqu'elles sont décisives pour le remaniement.

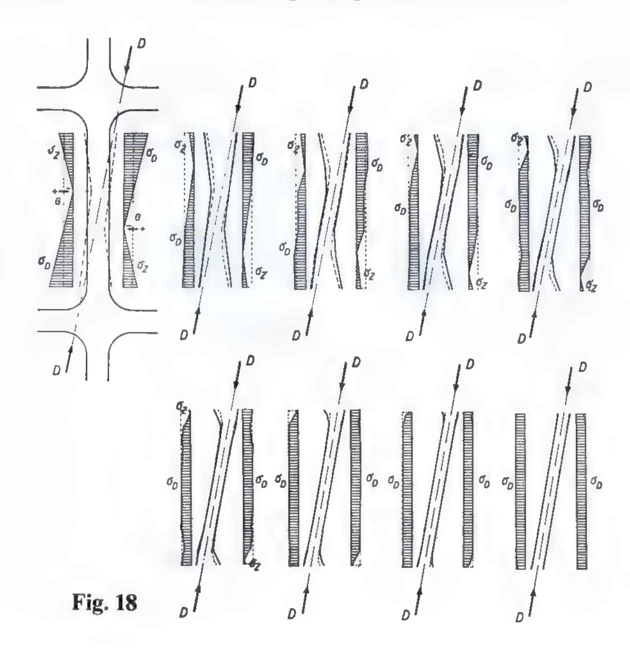
Dans la colonne de gauche sollicitée axialement, purement en compression, les contraintes de compression ont la même grandeur partout, y compris aux deux bords. La colonne de droite est sollicitée excentriquement, en compression et en flexion. Au milieu se trouve le diagramme des contraintes de compression pure qui ont partout la même grandeur. En dessous, dans le diagramme des contraintes de compression et de traction dues à la flexion, les contraintes maximales de bord ont la même grandeur. Puisque les contraintes de compression axiale et celles de flexion se produisent simultanément dans la coupe, c'est la somme des deux types de contraintes de compression qui agit au bord droit de la colonne; au bord gauche, celui des tractions, c'est la différence entre les contraintes de compression et celles de traction. Au-dessus, se lit le diagramme des contraintes résultantes. Ce sont celles qui se produisent effectivement dans la coupe. Du côté droit, proche de la force de compression, les contraintes de bord sont considérablement plus grandes que du côté


Fig. 17

gauche. Ceci doit toujours être le cas lorsque la flexion se surajoute à la compression puisque, du côté comprimé, c'est la somme des deux types de contraintes qui agit; du côté tendu, c'est leur différence.

La figure 17 est une représentation analogue mais la grandeur de la sollicitation additionnelle en flexion s'accroît. Au-dessus, chaque fois le diagramme des contraintes résultantes démontre de nouveau que les contraintes de bord sont plus grandes du côté droit de la colonne, côté comprimé, que du côté gauche, côté tendu. L'apposition et la résorption de matériau osseux dépendent de la grandeur des contraintes. Plus de matériau doit donc s'apposer du côté droit, comprimé, que du côté gauche, tendu, où du matériau est résorbé si les contraintes sont en dessous de leur grandeur physiologique. Puisque toujours plus de matériau est apposé du côté comprimé, proche de la force de compression, que du côté tendu, la colonne doit se déplacer vers la ligne d'action de la force, c.-à-d. vers la droite, jusqu'à ce que les contraintes aient atteint la même grandeur à ses deux bords. Ceci ne se produit que lorsque la flexion est complètement éliminée et que la colonne est sollicitée purement en compression.

C'est ainsi que s'organise le tissu spongieux. Sa réorientation a été calculée par étapes, sur la base du principe de construction de


Fig. 18

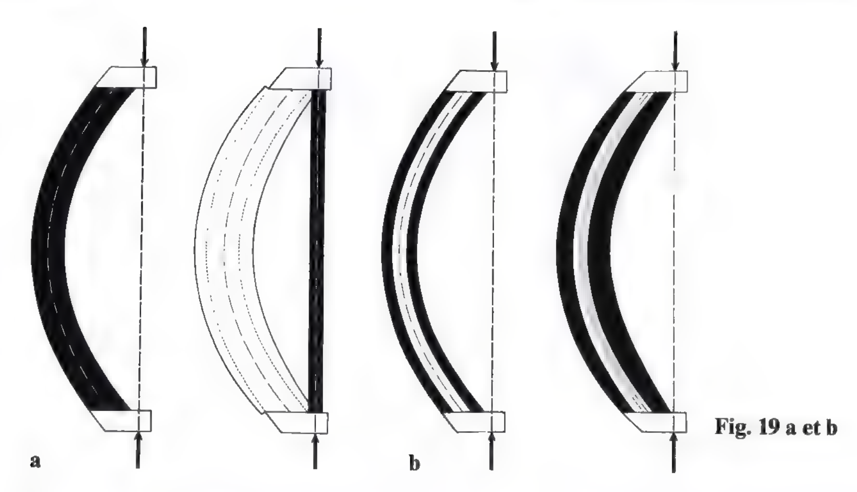
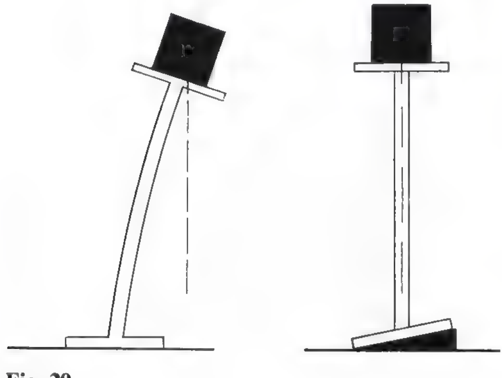


Fig. 19 a et b

l'os, pour une trabécule oblique par rapport à la ligne d'action de la compression (fig. 18). A partir de la première trabécule en haut à gauche, la nouvelle distribution des contraintes est dessinée pour chaque étape du remaniement. Les différentes étapes montrent comment la trabécule s'oriente complètement dans la direction de la force de compression, en commençant par son milieu. Dans la dernière image, en bas à droite, elle est sollicitée axialement en compression. Elle subit donc la plus petite sollicitation possible qui n'exige qu'un minimum de matériau. Une comparaison de la trabécule transformée avec le stade initial, au-dessus à gauche, met en évidence la grande économie de matériau due à l'élimination de la sollicitation en flexion.

La trabécule spongieuse se déplace et pivote jusqu'à ce que la flexion soit complètement éliminée. A première vue, il est étonnant que ce principe de remaniement n'élimine pas la flexion dans l'os tubulaire et ne modifie pas l'axe de celui-ci. Mais cela se comprend si l'on pense que, dans un tube, on peut obtenir les mêmes contraintes dans les deux parois uniquement en modifiant l'épaisseur de celles-ci. Ceci n'entraîne que peu ou pas de déplacement de la coupe et ainsi l'axe de l'os tubulaire n'est pas changé. Ce fait revêt une grande importance puisque l'axe de l'os constitue la condition d'une fonction correcte de l'appareil moteur. Si, par exemple, le fémur s'orientait entièrement dans la direction de la compression comme le fait la trabécule spongieuse et si le col fémoral se redressait complètement, le mécanisme de la hanche serait perturbé.


Fig. 20

Appliqué à l'os tubulaire, le principe de remaniement entraîne le résultat suivant: le matériau osseux se dépose dans la coupe là où il est utilisé au mieux pour la résistance, dans la paroi où se produisent les plus grandes contraintes dues à la flexion.

La figure 19 montre le remaniement calculé à gauche pour une barre massive (a) et à droite pour un tube (b), tous deux incurvés de la même façon et mis en charge excentriquement de la même manière. La barre massive est redressée par le remaniement et orientée entièrement dans la direction de la compression, grâce à quoi la même solidité est obtenue avec beaucoup moins de matériau. Dans le tube, par contre, la solidité de la paroi s'est adaptée à la grandeur de la sollicitation en flexion mais l'axe n'est pas modifié par le remaniement. Ceci explique qu'une fracture diaphysaire guérie avec une angula-

tion ne peut se redresser après la fin de la croissance.

La quatrième et dernière possibilité théorique d'éliminer la sollicitation en flexion consiste à redresser une colonne oblique par un support cunéiforme et à l'orienter verticalement (fig. 20).

Pour réaliser cette dernière possibilité de diminuer la flexion dans l'os tubulaire, on ne peut envisager qu'une croissance inégale en longueur. Cette conception se vérifie. Elle est confirmée non seulement par de nombreuses observations cliniques dans des cas pathologiques mais aussi par la transformation du squelette des membres inférieurs chez l'enfant.

La première observation que je voudrais vous montrer concerne deux fractures du radius survenues durant la croissance et suivies d'une forte incurvation du fragment distal (fig. 21). Dans les deux cas, ce fragment s'est incurvé dans la direction de l'axe de l'avant-bras par une croissance plus forte du côté convexe.

Les radiographies (fig. 22) indiquent l'angle dont le cartilage épiphysaire a pivoté grâce à une croissance en longueur plus importante du côte convexe. Sur les radiographies suivantes (fig. 23), l'axe du fragment distal est placé parallèlement à celui du radius sain. L'accroissement triangulaire apparaît ainsi de façon encore plus évidente.

La figure 24 représente schématiquement, à gauche, la fracture du radius immédiatement après sa guérison et, à droite, deux ans plus tard. Comme le montre la comparaison entre les deux images, la croissance inégale en longueur a rapproché de l'axe de l'os la ligne d'action de la compression, désignée par *R*. Ainsi le bras de levier *h* au bout duquel celle-ci exerce un effet fléchissant sur le radius est beaucoup plus court. La sollicitation en flexion du radius en est considérablement réduite. Le schéma de gauche indique en outre la sollicitation du cartilage épiphysaire immédiatement après la fracture. Le diagramme des contraintes y est triangulaire. La grandeur des contraintes de compression augmente vers le bord droit du cartilage épiphysaire parce que, à cause de l'angle formé par les fragments, la ligne d'action de la compression croise ce cartilage excentriquement à droite. L'image de droite représente en pointillés l'accroissement triangulaire en longueur du fragment. Il revêt une forme analogue à celle du diagramme des contraintes dans le dessin de gauche. On peut en conclure que l'allongement a été plus grand vers le

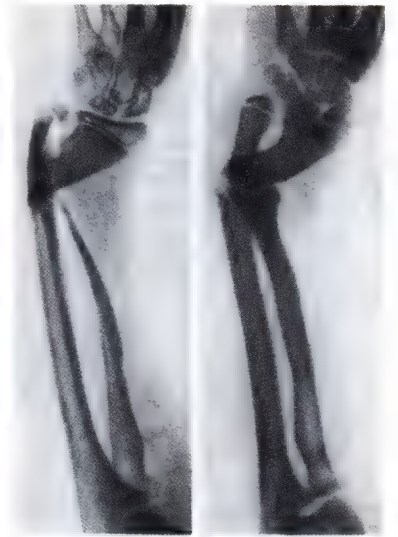


Fig. 21



Fig. 22

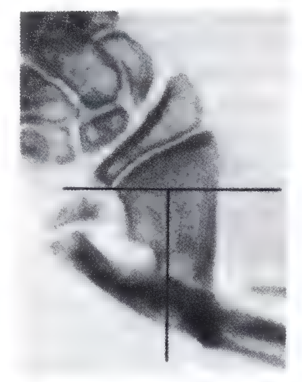




Fig. 23

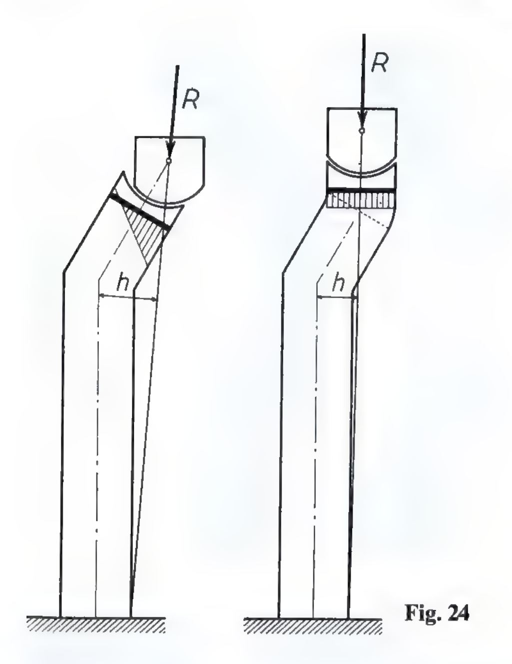


Fig. 24

bord, correspondant au gradient des contraintes de compression. Le dessin de droite montre en outre que le cartilage épiphysaire a pivoté grâce à sa croissance inégale en longueur. La ligne d'action de la compression le croise maintenant en son milieu. Par conséquent, les contraintes de compression y ont partout la même grandeur, comme l'indique leur diagramme.

L'observation suivante concerne une patiente qui conserva une paralysie complète du membre inférieur droit à la suite d'une poliomyélite survenue à l'âge de 2 ans (fig. 25). Pour pouvoir mettre en charge le membre paralysé, le tronc doit s'incliner en avant jusqu'à ce que la verticale passant par le centre de gravité du corps se trouve devant l'axe du genou. Le seul obstacle à l'hyperextension du genou est la tension de la capsule postérieure.

Les radiographies (fig. 26) montrent, à droite, le fémur du membre paralysé et, à gauche, un fémur normal. L'incurvation sagittale du fémur du membre paralysé est beaucoup plus prononcée, spécialement dans la partie inférieure. Ceci provient d'une croissance en longueur plus importante de la partie antérieure du cartilage épiphysaire.

Le schéma de gauche (fig. 27) représente la sollicitation du fémur lors des premiers pas après la paralysie. La ligne d'action du poids du corps se trouve loin en avant du genou. Le schéma de droite illustre la sollicitation du fémur après que se soit accentuée l'incurvation sagittale. Grâce à celle-ci, la ligne d'action du poids du corps est rapprochée du fémur. Ceci raccourcit le bras de levier *h* au bout duquel le poids du corps exerce une action fléchissante sur l'os et ainsi réduit considérablement la sollicitation de celui-ci. Le schéma de gauche indique aussi la sollicitation du cartilage épiphysaire durant les premiers pas. La grandeur des contraintes de compression augmente vers le bord droit de ce cartilage parce que la résultante *R* du poids du corps et de la tension capsulaire croise le cartilage à droite, au-delà de son milieu. La différence cunéiforme de croissance en longueur indiquée par la ligne pointillée dans le dessin de droite correspond de nouveau à la distribution quantitative des contraintes de compression dans le cartilage épiphysaire. On voit aussi qu'après formation de l'incurvation sagittale par la croissance inégale en longueur, le cartilage épiphysaire a pivoté jusqu'à ce que la ligne d'action de la compression passe par son milieu. Les contraintes de compression y ont donc partout la même grandeur.

La troisième observation concerne un garçon de 4 ans présentant un genu recurvatum



Fig. 25

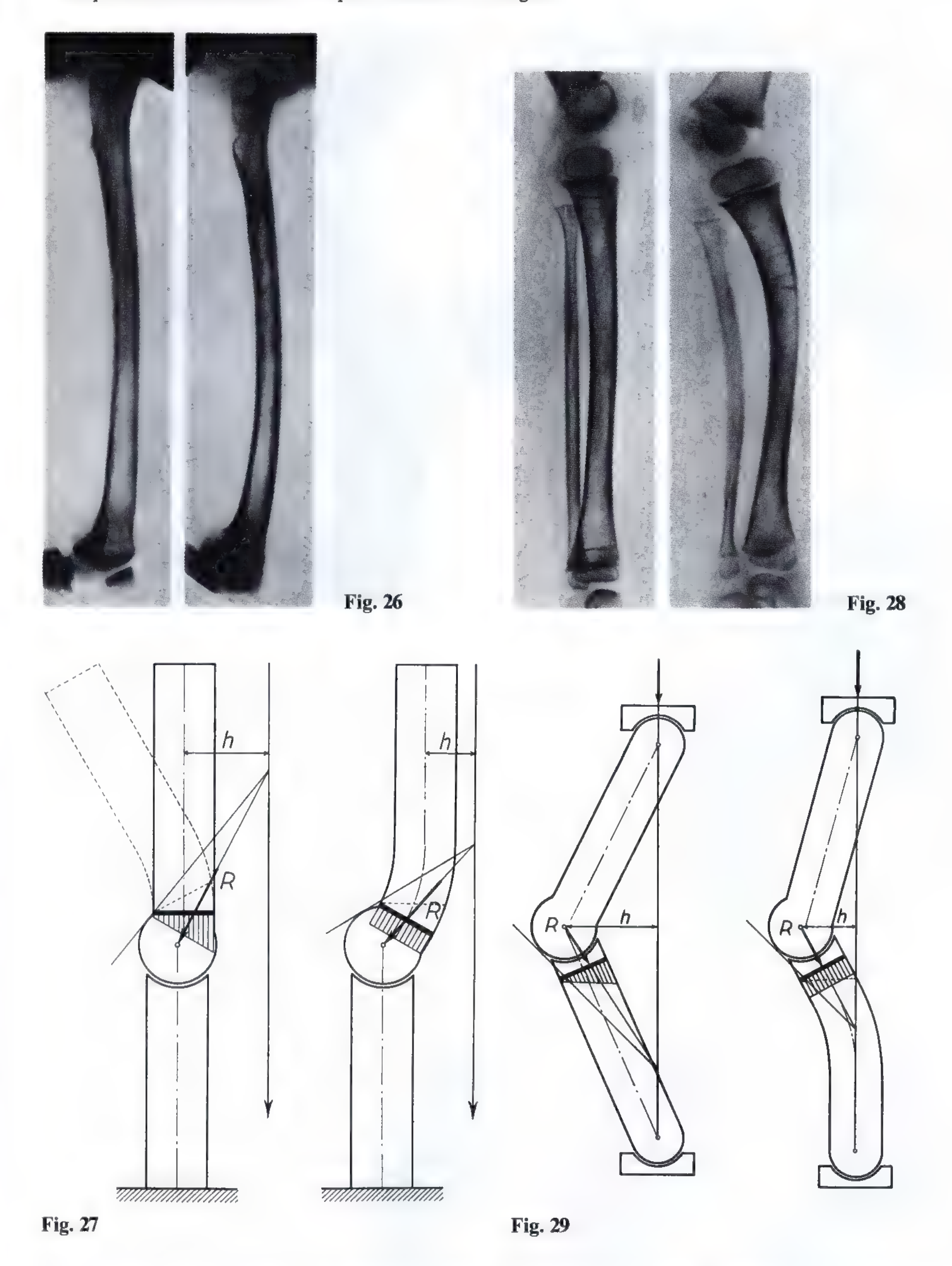


Fig. 26

Fig. 28

Fig. 27

Fig. 29

très prononcé à la suite d'une paralysie partielle des deux membres inférieurs survenue dans sa première année. Des deux côtés, un tibia à convexité antérieure s'était formé dans le cours de l'évolution (fig. 28). La radiographie du tibia déformé, à droite, peut être comparée à celle du tibia normal d'un enfant du même âge, à gauche. Le schéma représente ici aussi la sollicitation du cartilage épiphysaire avant et après le développe-

ment de la déformation (fig. 29). La comparaison entre les deux dessins montre d'abord que l'incurvation antérieure de l'os a ramené la ligne d'action de la compression résultante jusque dans le tibia. Ainsi la sollicitation en flexion de celui-ci, due au genu recurvatum, est presque complètement éliminée. Avant la déformation, la ligne d'action de la compression croise le cartilage épiphysaire excentriquement dans sa partie droite (schéma de gauche). Ceci provoque une augmentation des contraintes de compression vers le bord droit de ce cartilage. Comme le montre le schéma de droite, l'accroissement en longueur présente de nouveau une forme triangulaire, indiquée par le pointillé, analogue au diagramme des contraintes de compression dans le schéma de gauche. Par ailleurs, après la constitution de l'incurvation sagittale, la ligne d'action de la compression croise le milieu du cartilage épiphysaire et, dans celui-ci, les contraintes de compression ont partout la même grandeur.

Une quatrième observation est particulièrement instructive. Je voudrais l'analyser brièvement. Elle concerne le redressement du col fémoral après l'ostéotomie varisante d'adduction chez l'enfant.

Dans des circonstances normales, la force de compression résultant du poids du corps et de la force musculaire, désignée par *R*, est perpendiculaire au milieu du cartilage épiphysaire (fig. 30). Par conséquent, elle crée dans celui-ci des contraintes de compression qui ont partout la même grandeur (fig. 31 a).

Une distribution égale des contraintes de compression dans le cartilage épiphysaire entraîne une croissance en longueur uniforme du col fémoral. On peut particulièrement bien s'en rendre compte sur des radiographies où la croissance en longueur est marquée par des lignes calcifiées (fig. 32).

L'ostéotomie varisante ferme l'angle cervico-diaphysaire (fig. 31 b). Le cartilage épiphysaire est ainsi incliné par rapport à la ligne d'action de la compression. Par conséquent, les contraintes de compression, qui auparavant étaient réparties uniformément dans ce cartilage, sont maintenant plus grandes vers le bord médial du col fémoral. Le diagramme des contraintes l'indique. L'expérience montre qu'après une ostéotomie varisante chez l'enfant, le col fémoral se redresse. Ce redressement s'effectue grâce à une croissance en longueur plus importante dans la partie médiale du cartilage épiphysaire. Des radiographies où la croissance en longueur est marquée par des lignes calcifiées, comme celles-ci (fig. 33) que je dois au docteur MÜLLER de Zurich, sont particulièrement démonstratives à ce sujet.


Fig. 30

La croissance inégale en longueur après l'ostéotomie d'adduction et le pivotement du cartilage épiphysaire ainsi provoqué progressent jusqu'à ce que ce cartilage soit perpendiculaire à la ligne d'action de la compression résultante. Les radiographies (fig. 34) l'illustrent. Elles montrent aussi le creusement du cotyle après l'ostéotomie d'adduction. Comme l'indiquent les dessins de ce cas (fig. 35), avant l'opération la ligne d'action de la compression était perpendiculaire au milieu du cartilage épiphysaire. Après l'ostéotomie d'adduction, elle forme avec celui-ci un angle de 77°. Deux ans plus tard, grâce à une croissance inégale en longueur, le cartilage épiphysaire a pivoté jusqu'à ce que la ligne d'action de la compression se trouve de nouveau perpendiculaire en son milieu. Ainsi les contraintes de compression ont partout la même grandeur. Des radiographies ultérieures démontrent qu'ensuite la croissance en longueur se poursuit de façon égale.

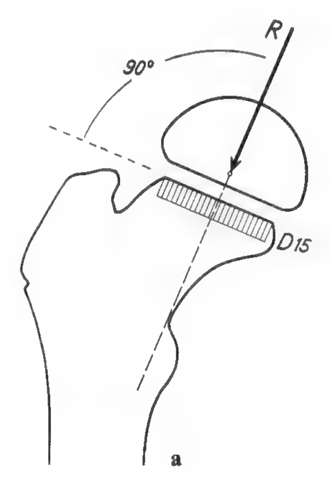



Fig. 32

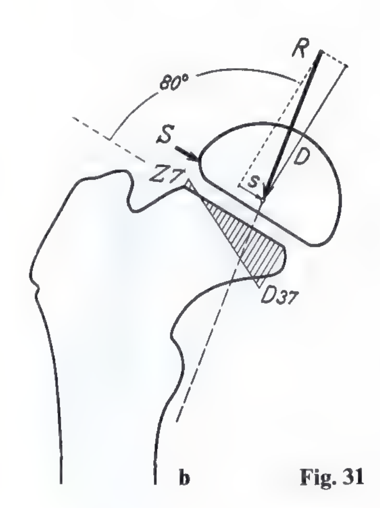
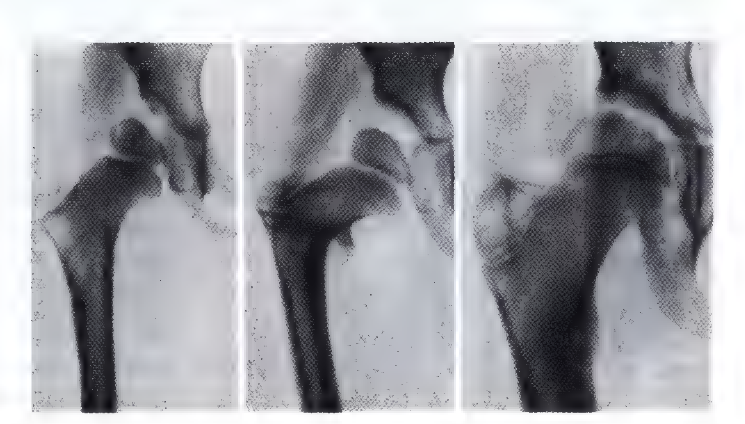


Fig. 31


Fig. 33


Fig. 34

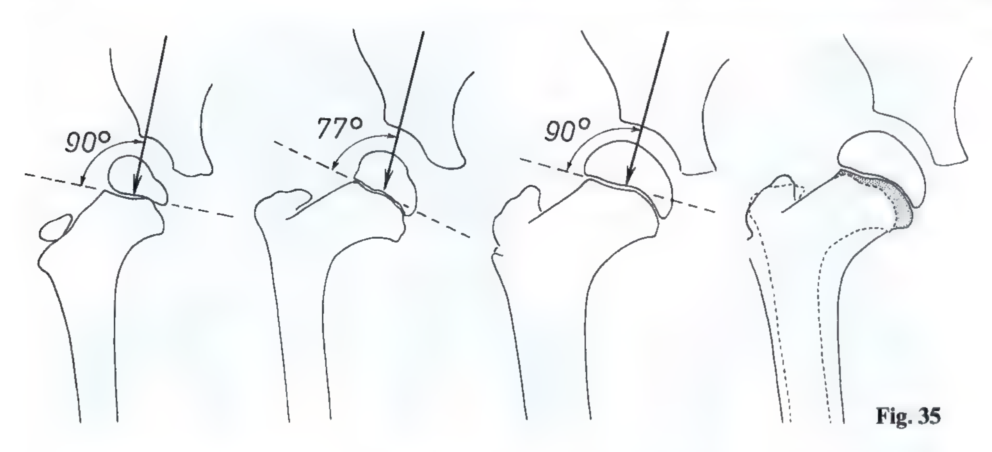
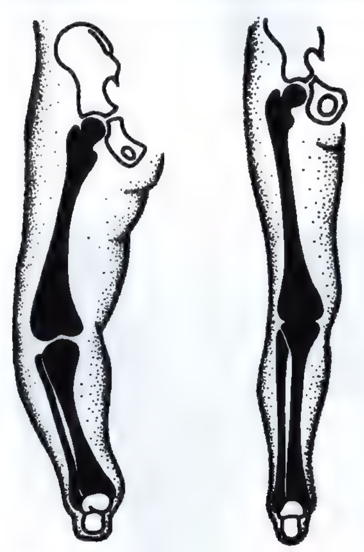


Fig. 35

A partir des cas décrits et d'une série d'autres, mon opinion s'est fermement établie: la distribution inégale de la compression dans le cartilage épiphysaire, ne dépassant pas une certaine limite, entraîne une croissance inégale en longueur. Ceci provoque une altération de l'axe de l'os qui, à son tour, entraîne une diminution de la *sollicitation en flexion* de celui-ci. Réduire la sollicitation en flexion équivaut à économiser du matériau. C'est l'essence même de l'adaptation fonctionnelle.

Il est intéressant de noter que les deux types d'adaptation sont déclenchés et dirigés par la sollicitation en flexion. *L'adaptation fonctionnelle par croissance en longueur est dirigée par la sollicitation en flexion du cartilage épiphysaire, l'adaptation fonctionnelle par croissance en largeur par la sollicitation en flexion de l'os.*


Fig. 36

Pour terminer, je voudrais encore brièvement montrer que la transformation du squelette des membres inférieurs chez l'enfant est produite mécaniquement, ce que Böhm nie. Elle repose sur une adaptation fonctionnelle par croissance en longueur.

Comme exemple je prendrai la transformation du varum des membres inférieurs du nouveau-né en valgum physiologique (fig. 36).

Les membres inférieurs arqués du nouveau-né présentent encore toutes les particularités du squelette des membres inférieurs de l'anthropoïde ou du quadrupède. Le redressement du corps modifie de façon fondamentale la sollicitation des cartilages épiphysaires se trouvant au voisinage du genou. Ceci déclenche une croissance inégale en longueur. Elle conduit à la formation du valgum physiologique.

Le schéma de gauche de la fig. 37 illustre la sollicitation des cartilages épiphysaires avant le redressement. Le poids du corps agit du côté médial du membre. Il est équilibré avant tout par la tension du ligament latéral externe du côté latéral du genou. La résultante R du poids du corps et de la tension du ligament croise les cartilages épiphysaires en leur milieu, de sorte que les contraintes de compression y ont partout la même grandeur. Grâce au redressement du corps, le poids de celui-ci est transmis aux deux membres inférieurs. Durant la période d'appui unilatéral il agit sur le squelette du membre avec une grandeur à peu près dou-

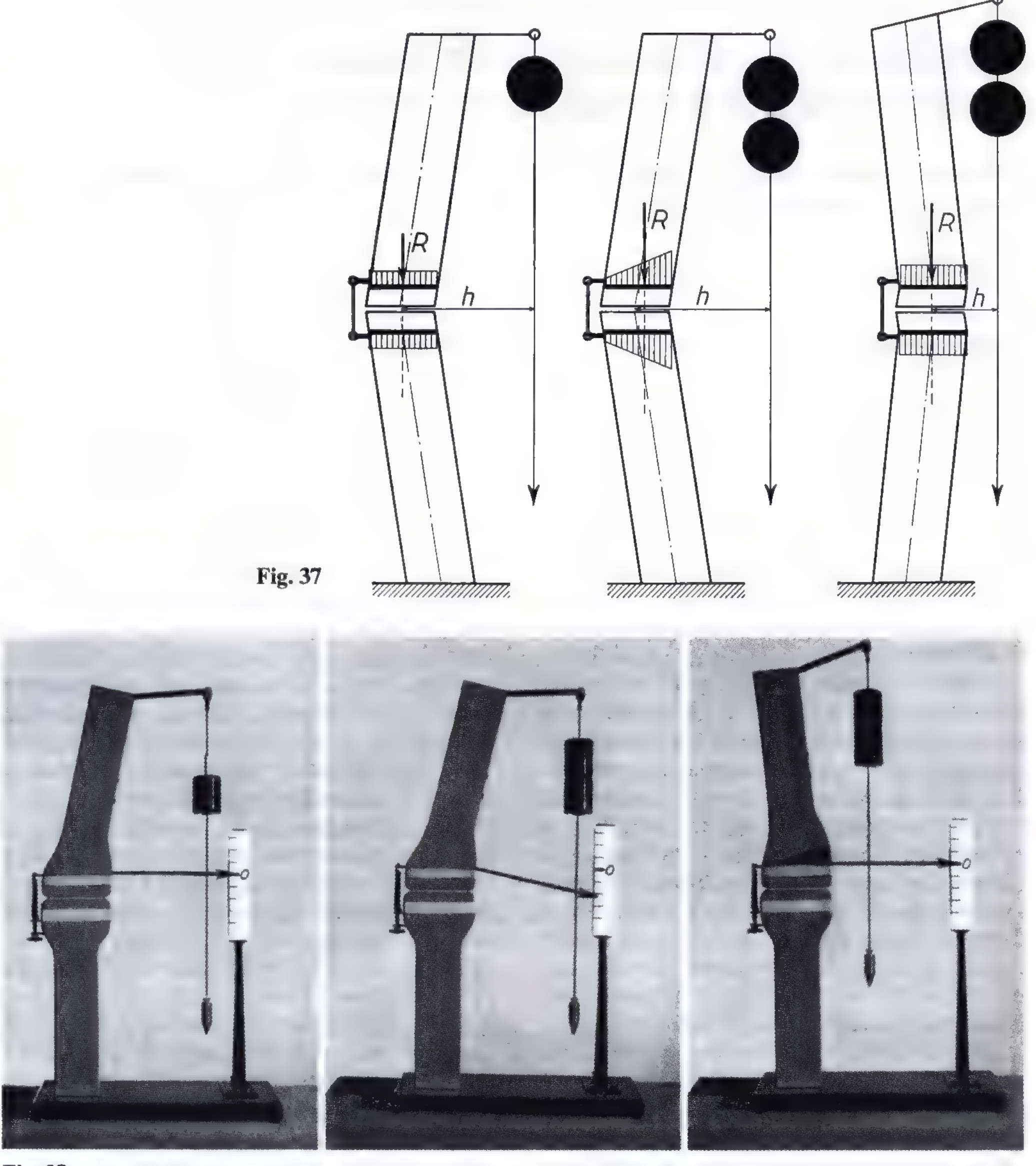


Fig. 37

Fig. 38

ble. Ceci est illustré, dans le schéma du milieu, par l'addition du deuxième poids. Par conséquent, la résultante *R* du poids du corps et de la tension ligamentaire ne passe plus par le milieu des cartilages épiphysaires mais est déplacée en dedans. Les contraintes de compression dans les cartilages augmentent donc vers le bord médial de ceux-ci. Ceci déclenche une croissance en longueur plus prononcée du côté médial et le valgum physiologique se constitue. Grâce à la formation du valgum, la verticale passant par le centre de gravité du corps est rapprochée du genou. En conséquence, la résultante du poids du corps et de la tension ligamentaire passe de nouveau par le milieu des cartilages épiphysaires. Les contraintes de compression y ont partout la même grandeur et la croissance inégale en longueur est terminée.

Pour terminer cet exposé, je voudrais encore vous illustrer ce processus grâce à un modèle robot (fig. 38).

13. La structure de la couche superficielle du cartilage articulaire de la cavité glénoïde de l'épaule, exemple de matérialisation d'un champ de contraintes

Neuvième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien *

Avec 56 figures

Introduction

Dans son travail bien connu sur la structure fonctionnelle du cartilage hyalin, BENNINGHOFF (1925 b) a contribué de façon importante à expliquer la façon dont la nature résout les problèmes de construction. Mainte conception antérieure fut confirmée de façon convaincante et une série de notions nouvelles furent acquises concernant les relations entre la texture du cartilage hyalin et la fonction mécanique.

Toutes les conceptions élaborées par BENNINGHOFF ne sont toutefois pas convaincantes et ne résistent pas à un examen critique. Ceci provient de ce que toute la recherche dans ce domaine est handicapée par des idées peu claires concernant les principes de la résistance des matériaux et de la théorie de l'élasticité. Cette méconnaissance est aussi la raison majeure d'un concept erroné dans la dernière partie du travail mentionné où l'on tente d'expliquer la signification fonctionnelle de la couche superficielle – ou couche des fibres tangentielles – du cartilage articulaire.

D'après BENNINGHOFF, on a le tableau suivant. Dans la substance fondamentale du cartilage articulaire hyalin, les fibrilles collagènes forment des systèmes d'arches. Leur partie ascendante part de la zone calcifiée du cartilage articulaire et traverse l'épaisseur du cartilage de façon plus ou moins perpendiculaire jusqu'au voisinage de la surface articulaire. Là elles s'infléchissent et prennent une direction parallèle à celle-ci. Après un court trajet, elles plongent de nouveau dans la profondeur pour retourner par leur partie descendante à la zone calcifiée dans laquelle elles sont fermement ancrées. La couche de fibres tangentielles du cartilage articulaire est formée des parties transversales de ces arches.

La direction des fibres dans la couche tangentielle décrite peut être mise en évidence par la méthode des fentes. Si une alène ronde est enfoncée perpendiculairement dans la surface d'un cartilage articulaire, ce ne sont pas des trous circulaires qui apparaissent mais le tissu s'écarte suivant la direction de la moindre résistance, sous l'effet de coin causé par l'extrémité conique de l'alène. Il se forme donc des fentes parallèles à la direction de la plus grande résistance à la traction, c.-à-d. parallèles aux parties des faisceaux de fibres collagènes résistant à la traction, tangentielles à la surface. Nous devons cette notion à HULTKRANTZ (1898) qui, le premier, appliqua au cartilage articulaire la méthode développée par LANGER pour démontrer la direction des fentes dans la peau et dans la corticale de l'os. Grâce à elle, HULTKRANTZ détermina les lignes de fentes et ainsi les directions de la plus grande résistance à la traction de la couche superficielle du cartilage.

Les lignes de fentes dans le cartilage articulaire montrent sans aucun doute un trajet régulier. BENNINGHOFF (1925, c) le caractérise de la manière suivante: «Les lignes de fentes joignent les bords du cartilage articulaire hyalin suivant le trajet le plus court lorsque la courbure est très petite, s'irradient perpendiculairement aux bords et ne se croisent pas» (l. c. p. 47).

Dans le travail cité, BENNINGHOFF lui-même cherche surtout à répondre à la question: existe-t-il des relations de cause à effet entre

---

* Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft. Z. Anat. Entwickl. Ges. *121,* 188–240 (1959).

le trajet des lignes de fentes et les contraintes de traction qui se produisent à la surface d'un corps homogène et élastique mis en charge de façon uniforme? Il cherche ainsi à savoir si les lignes de fentes correspondent aux lignes des plus grandes contraintes de traction qui, lors de la sollicitation en compression, seraient provoquées dans le plan perpendiculaire à la ligne d'action de la force de compression agissante.

Les fibrilles collagènes se comportent, du point de vue mécanique, comme des cordes résistant à la traction. Elles ne peuvent résister qu'à la traction suivant un axe. C'est pourquoi elles doivent nécessairement s'orienter partout dans la direction de la traction principale ou de l'allongement, s'il n'y a pas d'empêchement à leur alignement. Ceci constitue l'essence d'un produit résistant exclusivement à la traction et ne nécessite pas d'explication particulière.

Mais il existe une autre question. Dans les tissus dans la structure desquels elles sont utilisées en association avec d'autres éléments de construction et dans lesquels elles sont solidement incorporées, les fibrilles collagènes présentent-elles aussi une orientation trajectorielle? Ainsi, par exemple, les fibrilles collagènes du cartilage hyalin sont complètement incluses dans la substance fondamentale comme les minces barres métalliques le sont dans le béton armé. Celles-ci sont destinées à résister aux contraintes de traction comme les fibrilles du cartilage. Ces barres de traction dans le béton sont toujours orientées suivant la direction des trajectoires de traction, pour des raisons purement pratiques, sans doute le plus souvent avec seulement une grossière approximation.

Mais dans l'organisme, contrairement à ce qui se passe dans les ouvrages techniques, ce sont les contraintes elles-mêmes qui déterminent la quantité adéquate, la localisation et l'orientation du matériau de construction. Il faut donc s'attendre à ce que les faisceaux fibrillaires soient orientés trajectoriellement de façon beaucoup plus parfaite que les barres de traction du béton, même à des endroits où ils sont solidement fixés dans leur situation par des matériaux de construction différents et où ils n'ont pas la possibilité de s'orienter automatiquement dans la direction de la traction.

C'est à la réponse à ces questions que sont consacrées les recherches suivantes. Elles sont conduites pour la couche des fibres tangentielles du cartilage articulaire de la cavité glénoïde de l'épaule. D'une part, les circonstances mécaniques y sont relativement faciles à saisir. D'autre part, cette question a été étudiée par Benninghoff (1925 b) précisément pour le cartilage de la cavité glénoïde de l'épaule et la présomption exprimée initialement d'une orientation trajectorielle des fibres collagènes y a été niée par Benninghoff.

Matériel d'étude et méthode de mise en évidence des lignes de fentes

La recherche a été effectuée sur 50 cartilages de la cavité glénoïde de l'épaule de l'adulte, fixés au formol.

Pour permettre de reconnaître toutes les finesses du trajet des lignes de fentes, une méthode quelque peu modifiée a été utilisée. Elle repose sur le principe du «fendage ou de l'éclatement du bois par deux coins». A l'extrémité de la fente provoquée par l'enfoncement du premier coin, un deuxième coin est enfoncé qui prolonge la fente dans la direction des fibres du bois et ainsi de suite. De même, pour mettre en évidence des lignes de fentes on travailla avec deux alènes rondes. L'une d'elles était chaque fois enfoncée à l'extrémité de la fente provoquée par l'autre. On obtint ainsi des lignes de fentes continues dont on peut plus certainement évaluer la direction que celle des courtes fentes provoquées par des enfoncements séparés de l'alène. Comme contrôle, quelques piqûres séparées furent en outre réalisées entre les lignes de fentes continues. On utilisa des alènes très fines à pointe arrondie et on travailla sous une loupe grossissant 2,5 fois à 5 fois. Mais la mise en évidence des trajets des lignes de fentes est souvent très difficile dans la zone centrale, fréquemment très ramollie, de la cavité glénoïde. Ici il faut être tout spécialement soigneux car le trajet des lignes de fentes dans cette zone peut être particulièrement instructif. Cependant, malgré les soins

les plus minutieux, on ne put pas dans tous les cas mettre en évidence des lignes continues à cet endroit.

Des enfoncements séparés ne donnent pas une image précise car, lorsqu'ils sont utilisés, des incurvations très prononcées des lignes de fentes et des endroits de changement de direction sont souvent très difficilement ou pas du tout reconnaissables (surtout dans le voisinage des points appelés points singuliers de l'image des trajectoires; voir page 358).

Critique des mises en évidence antérieures des trajets des lignes de fentes dans le cartilage articulaire

La première recherche tendant à expliquer le principe du parcours et la signification mécanique des lignes de fentes fut entreprise par Hultkrantz (1898). La structure du cartilage articulaire est certainement adaptée à sa sollicitation fonctionnelle. Or la surface du cartilage présente une plus grande résistance à la traction dans la direction des lignes de fentes que dans toutes les autres directions. Par conséquent, les fibres tangentielles, et donc les lignes de fentes, doivent, d'après Hultkrantz, être orientées dans les directions suivant lesquelles la sollicitation provoque en elles les plus grandes contraintes de traction. Les lignes de fentes devraient donc être orientées suivant les trajectoires de traction. Leur parcours présente une constance évidente chez différents individus. Se basant sur des raisonnements théoriques, Hultkrantz (1898) arriva à la conclusion qu'elles se trouvent dans la direction des plus grandes contraintes de traction qui, lors de la sollicitation de l'articulation, seraient produites dans la couche superficielle du cartilage premièrement par le frottement et deuxièmement par la pression articulaire. Les contraintes de traction dues au *frottement* s'exerceraient *dans la direction du frottement* (voir fig. 1) c.-à-d. dans la direction du mouvement de l'articulation. Celles provoquées par la *pression articulaire* s'exerceraient suivant la *concavité la plus prononcée* de la cavité articulaire.

Fig. 1. D'après la conception de Hultkrantz, des contraintes de traction se produiraient suivant la direction des courbes en pointillé lorsque deux plaques élastiques glissent l'une contre l'autre avec frottement (d'après Hultkrantz, 1898, page 251)

Pour certaines articulations, Hultkrantz décrit une concordance entre les lignes de fentes et la direction du frottement, pour d'autres une concordance entre les lignes de fentes et la direction de la plus grande concavité. Chaque fois, ceci signifie une orientation trajectorielle du parcours des lignes de fentes, soit par rapport au frottement, soit par rapport à la plus grande concavité. Dans beaucoup de cas cependant, aucune correspondance nette ne fut trouvée entre les lignes de fentes et les directions des contraintes maximales de traction déterminées théoriquement. Hultkrantz explique cette différence par le fait que frottement et pression articulaire s'exercent toujours ensemble. Par conséquent, si leur orientation provient de la cause mécanique indiquée, les lignes de fentes doivent se trouver dans la direction de la *résultante* des contraintes de traction dues au frottement et de celles dues à la pression articulaire. Elles ne peuvent donc correspondre ni à la direction du frottement ni à la direction de la plus grande concavité.

Mais la direction de la résultante serait très difficile à évaluer et il serait spécialement malaisé de démontrer de façon plausible la correspondance entre cette résultante et le parcours des lignes de fentes.

S'il est vrai que la résultante des deux directions des contraintes de traction mentionnées ne peut être déterminée avec une exactitude absolue, il est toutefois facile d'estimer le rapport quantitatif entre les deux composantes puisque la grandeur des forces qui provoquent chacune de ces composantes peut être évaluée. D'après Fick (1910), les articulations peuvent être considérées comme prati-

quement sans frottement, même lors des plus fortes sollicitations. La force de frottement, qui provoquerait des contraintes de traction suivant sa direction, peut donc être complètement négligée sans risque d'erreur puisqu'elle est infiniment petite par rapport à la pression articulaire qui, elle, entraînerait des contraintes de traction suivant la direction de la plus forte concavité. Ceci signifie que la résultante coïncide pratiquement avec la direction des contraintes de traction provoquées par la pression articulaire, c.-à-d., d'après HULTKRANTZ (1898),avec la direction de la plus forte concavité. Pour vérifier la validité de cette théorie, il suffit donc de déterminer si les lignes de fentes correspondent à la direction de la plus forte concavité. Si ce n'est pas le cas – et BENNINGHOFF (1925 b) a déjà démontré que la direction des lignes de fentes s'écarte souvent de façon considérable de la direction de la plus grande concavité – la conception de HULTKRANTZ est pratiquement réfutée.

Puisqu'il n'y a pas de frottement notable dans l'articulation, une concordance entre la direction des lignes de fentes et celle du frottement supposé ne peut pas plus être retenue comme preuve de la théorie de HULTKRANTZ qu'une différence entre les deux ne peut l'être comme preuve du contraire (BENNINGHOFF, 1925 b).

Non seulement leur parcours dans la préparation anatomique mais aussi la vérification du raisonnement théorique de HULTKRANTZ démontrent que les lignes de fentes ne sont pas arrangées trajectoriellement *dans le sens de HULTKRANTZ.* Elles ne suivent pas la direction des contraintes de traction que, à son point de vue, frottement et pression articulaire provoquent dans la couche superficielle du cartilage. Dans cette analyse, des conceptions peu claires des bases de la résistance des matériaux et de la théorie de l'élasticité ont conduit à une conclusion erronée. D'ailleurs, on doit malheureusement constater que, souvent dans la littérature ayant trait à ce sujet, des raisonnements intelligents mènent à des erreurs à cause d'une connaissance insuffisante des bases théoriques.

Si le présent travail non seulement expose les connaissances acquises mais aussi approfondit certaines analyses, c'est pour attirer clairement l'attention sur le risque considérable d'inexactitude que présentent des notions fondées sur des conceptions peu claires des bases théoriques.

Pour vérifier le raisonnement théorique de HULTKRANTZ, on supposera d'abord que l'articulation se mobilise avec un frottement notable. D'après HULTKRANTZ, il se produit des contraintes de traction dans des plaques élastiques adhérant à un support rigide, dont les bords sont libres et qui glissent l'une sur l'autre avec frottement. Ce point de vue est complètement erroné. Sous l'effet du frottement, la couche superficielle n'est déplacée que dans la direction du frottement. Il se produit donc bien des contraintes de traction. Cependant elles ne s'exercent pas suivant la surface mais obliquement par rapport à celleci. Dans tous les cas, la direction des contraintes maximales de traction est inclinée par rapport à la surface. L'inclinaison est de 45° dans toute l'épaisseur des plaques si les contraintes sont provoquées uniquement par le frottement. Les trajectoires de contraintes ont donc toujours un trajet rectiligne et non pas arqué comme HULTKRANTZ les dessine (voir fig. 1). Pour un frottement pur sans compression, elles forment un angle de 45° avec la surface (fig. 2 a). Si les plaques glissent l'une sur l'autre sous compression et frottement, les trajectoires des contraintes de traction sont droites également (fig. 2 b) mais elles sont maintenant plus inclinées par rapport à la surface. Ce n'est que si la densité du matériau des plaques augmente de la superficie vers la profondeur que les trajectoires des contraintes de traction, sous l'effet du frottement et de la compression, montrent un trajet incurvé analogue à celui que dessine HULTKRANTZ (fig. 2 c à comparer à la fig. 1).

Mais si, dans le matériau homogène des plaques élastiques utilisées pour ce raisonnement, sont incluses des fibres résistant à la traction, ayant la forme d'arches (correspondant aux fibrilles collagènes dans le cartilage hyalin) dont les pieds sont solidement ancrés dans la couche basale et dont les sommets se trouvent très près de la surface, des contraintes de traction se produisent lors du glissement des plaques l'une sur l'autre avec frottement, combiné ou non à de la compression. Ces contraintes de traction apparaissent dans les parties des arches, proches de la surface et parallèles à celle-ci. Elles suivent toujours l'arche fibreuse, quelle que soit la direction dans laquelle le frottement s'exerce.

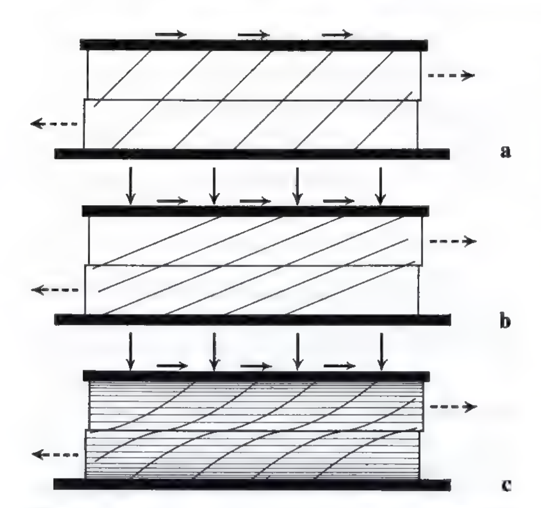


Fig. 2 a–c. Deux plaques élastiques, chacune adhérant fermement à un support, glissent l'une sur l'autre avec frottement. La direction du déplacement est marquée par les flèches pointillées. **a** Déplacement avec frottement pur, sans compression. La direction des contraintes de traction qui se produisent est indiquée par les lignes obliques (trajectoires des contraintes de traction). Celles-ci sont droites et inclinées à 45° sur la surface. **b** Lors du déplacement des plaques l'une par rapport à l'autre sous compression (flèches en traits pleins, perpendiculaires au support de la plaque supérieure), les trajectoires des contraintes de traction sont droites elles aussi mais elles forment un angle plus petit avec la surface. **c** Si la densité du matériau des plaques augmente vers la base de celles-ci (indiquée par la densité des hachures horizontales), sous frottement et compression, les trajectoires des contraintes de traction forment des courbes très semblables aux courbes hypothétiques dessinées par HULTKRANTZ (voir fig. 1)

A la suite du déplacement des couches de matériau l'une par rapport à l'autre, provoqué par le frottement, les arches fibreuses subissent une inclinaison plus forte sur la couche basale et sont ainsi mises sous tension. Cette tension ne peut s'exercer que dans la direction de la résistance à la traction, suivant les fibres des arches.

Par conséquent, dans les couches superficielles des plaques, des contraintes de traction ne peuvent être effectives que dans la direction des fibres résistant à la traction, quel que soit le déplacement ou la direction du frottement mettant sous tension l'arche fibreuse. Il ne peut donc exister de relation entre la direction du déplacement et la direction des contraintes de traction à la surface. En d'autres mots, il n'y a pas de relation entre le parcours des lignes de fentes et la direction du frottement.

Il est donc théoriquement démontré qu'il ne peut y avoir de relation entre la direction du frottement et l'arrangement des lignes de fentes, même si la force de frottement avait une grandeur notable par rapport à la pression articulaire, ce qui n'est nullement le cas, comme je l'ai mentionné plus haut.

Par ailleurs, HULTKRANTZ pense que, lors de la pression de deux corps élastiques l'un contre l'autre, si les surfaces de contact sont concaves ou convexes, des contraintes de types différents apparaissent à la surface du corps concave et à celle du corps convexe. La compression tendrait à écarter les particules élémentaires du corps concave et à resserrer les unes contre les autres celles du corps convexe. D'après HULTKRANTZ, des contraintes de traction considérables se produisent donc dans la couche superficielle du corps concave. Elles se trouvent principalement dans le plan de la coupe perpendiculaire à la convexité de la surface. Plus petit est le rayon de courbure de la surface – toutes autres choses étant égales – plus grandes seraient les contraintes de traction. Ainsi, par exemple, sur une surface ellipsoïdale, les contraintes de traction seraient plus grandes dans le *plan de la courbure la plus prononcée* (rayon de courbure court) que dans le plan de la courbure la plus petite (rayon de courbure long). Dans le corps convexe par contre, les contraintes de traction passeraient à l'arrière-plan et seraient minimales dans le plan de la plus forte courbure.

Mais cette conception non plus n'est pas en accord avec la théorie de l'élasticité.

Lorsque l'on comprime une plaque convexe contre une plaque concave de même grandeur, toutes les deux adhérant fermement à un support rigide, comme le cartilage articulaire, des allongements et des contraintes se produisent à la surface des deux corps. Ils sont en principe les mêmes que ceux qui se produiraient dans des plaques planes soumises à une compression distribuée de façon uniforme. En outre, dans les deux plaques élastiques, il ne se produit pas de contraintes de traction mais bien des contraintes de compression (voir page 345). La courbure des surfaces articulaires, particulièrement une

concavité plus ou moins prononcée, ne peut donc avoir aucune influence notable sur la direction des allongements maximaux et des contraintes de compression maximales qui surviennent.

Par conséquent, même si l'on tient compte des allongements, les lignes de fentes ne peuvent avoir aucune relation avec la direction de la concavité la plus forte. Si malgré tout, dans des cas particuliers, elles se trouvent soit dans la direction du frottement supposé, soit dans le sens de la concavité la plus forte, c'est pour d'autres raisons et la coïncidence ne peut être due qu'au hasard. Elle ne peut être invoquée comme preuve d'une orientation fonctionnelle des fibres de la surface. L'analyse qu'effectua HULTKRANTZ ne peut malheureusement pas prouver sa présomption – pourtant juste, comme on le montrera plus loin – que les lignes de fentes sont arrangées trajectoriellement. Des considérations théoriques erronées ont amené cet auteur à une fausse conception de la direction des allongements et des contraintes provoqués par la fonction.

Contrairement à HULTKRANTZ (1898) et TRIEPEL (1902 II) qui croyaient reconnaître une orientation trajectorielle des lignes de fentes, BENNINGHOFF (1925 b, c) pense que celles-ci présentent des écarts typiques par rapport à la direction des trajectoires des allongements et de traction se produisant à la surface articulaire comprimée. Un parcours strictement trajectoriel ne serait d'ailleurs pas possible car il serait en contradiction avec le principe du cartilage hyalin. En outre, l'utilisation optimale du matériau ne requierrait pas une architecture purement trajectorielle mais, de façon générale, une structure telle qu'elle fournisse la plus grande résistance aux plus petits frais, dans les circonstances données.

BENNINGHOFF (1925 c) voit l'essentiel de l'agencement des lignes de fentes dans les relations morphologiques entre ces lignes et le contour de la surface articulaire. D'après lui, ce principe d'agencement qu'il a reconnu serait supérieur, du point de vue fonctionnel, à un arrangement purement trajectoriel. Il serait mieux approprié pour entourer et contenir le matériau refoulé vers la périphérie de la surface articulaire par la compression. Pour des formes géométriques simples, par exemple pour une surface articulaire rectangulaire, la matérialisation de ce principe consiste en ce que «les lignes décrivent des arcs de cercle dont le centre se trouve à chaque coin du rectangle» (1925 b, page 823). Si la surface articulaire est un rectangle allongé, «les lignes de fentes relient les longs côtés. La surface est ainsi rayée transversalement. Les petits côtés sont pourvus d'arcs courts» (1925 b, page 823). Pour illustrer l'importance fonctionnelle de ce principe d'agencement des lignes de fente, BENNINGHOFF choisit la comparaison suivante: «Nous supposons que le cartilage articulaire mis en charge est un corps creux comportant un cadre rigide et rempli de liquide. Pour rester simple, supposons que le corps possède la forme d'un cartilage articulaire rectangulaire. Si l'on comprime le liquide, celui-ci appuie contre le cadre qui représente la périphérie du cartilage articulaire. Il cherche à faire éclater le cadre. Cependant chaque côté de celui-ci, résistant à la traction, oppose une résistance considérable à un allongement et nettement moindre à une incurvation. C'est pourquoi le cadre bombe, et ceci au maximum au milieu des longs côtés. Si je veux empêcher ce bombement, je peux mettre le cadre sous tension de l'intérieur par des cordes. Ces cordes doivent être parallèles aux petits côtés et s'attacher solidement au cadre lui-même. Mais comme les petits côtés du cadre bombent eux aussi quelque peu, les tendeurs doivent être ici placés de façon à sous-tendre les quatre angles droits» (voir fig. 3). «Les trajectoires de traction n'auraient jamais un tel parcours dans les coins d'un parallélipipède! Nous reconnaissons dans cette mise sous tension le principe du parcours des lignes de fentes. La concordance

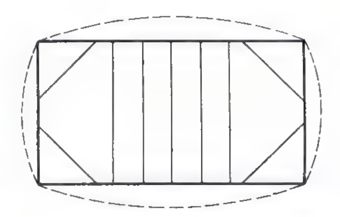


Fig. 3. Mode le plus favorable de mise sous tension de l'intérieur, dans un corps rectangulaire rempli de liquide, devant empêcher le bombement des parois latérales lors de la mise en charge. D'après BENNINGHOFF, cette disposition des tendeurs n'est pas trajectorielle mais fonctionnellement optimale (d'après BENNINGHOFF, 1925 b, fig. 36)

est encore plus complète si j'imagine incorporés dans le cadre rectangulaire quelques cadres plus petits de forme semblable. Alors les coins sont pourvus d'arcs correspondant aux cordes sous-tendant les angles droits. Ces arcs correspondraient exactement aux trajets des lignes de fentes. Cette façon d'envisager les choses peut être appliquée aux différentes formes de cartilage articulaire. Elle a l'avantage d'être pratique. Elle n'a plus rien à faire avec la mise en évidence des trajectoires. En effet, le bombement d'un corps de forme à peu près cubique, sous compression, n'intervient pas dans la théorie de l'élasticité puisque celle-ci ne s'occupe que de petites déformations» (1925 c, pages 51/52). BENNINGHOFF trouve avec raison ce principe d'arrangement des lignes de fentes réalisé dans les différentes articulations, sauf dans quelques exceptions où les lignes de fentes présentent une orientation différente. Elles irradient alors d'une zone centrale ramollie, le plus souvent constituée de fibrocartilage, et s'approchent ainsi, à son point de vue, d'un arrangement purement trajectoriel.

Avant de tenter de donner au principe d'arrangement des lignes de fentes et à ses variations la signification fonctionnelle qui leur revient manifestement, il faut d'abord discuter le travail qui amène BENNINGHOFF à la conclusion que les lignes de fentes ne présentent pas une orientation trajectorielle pure.

Déformation et contrainte d'un corps élastique mis en charge

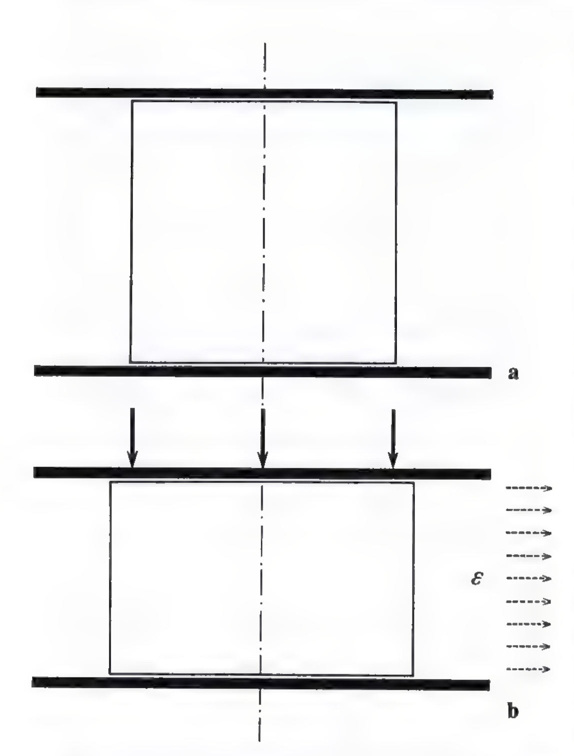


Fig. 4 a et b. Compression d'un bloc élastique entre deux plaques, sans frottement. **a** Forme du bloc avant la compression. **b** Forme du bloc durant la compression. La hauteur a diminué, la largeur a augmenté. ε grandeur de l'allongement transversal

Les travaux de BENNINGHOFF (1925 b) et de HULTKRANTZ (1898) se basent sur l'idée que la compression agissant sur un corps élastique homogène provoque des contraintes de traction perpendiculairement à sa ligne d'action. «Si on met en charge un corps élastique, celui-ci s'écrase dans la direction de la compression, s'élargit perpendiculairement à celle-ci. Dans cette dernière direction se produisent donc des contraintes de traction» (BENNINGHOFF 1925 c, page 44) (voir aussi ROUX 1895, I, page 679). De même, ROUX (1912) conclut que, lors de l'allongement d'un corps élastique mis sous traction, des contraintes de compression se produisent en direction transversale. «La traction allonge l'objet suivant sa direction par son action directe ou primaire et, en même temps, le rétrécit secondairement, au maximum perpendiculairement à la traction ... Comme cet amincissement entraîne un «rapprochement» des parties intéressées, il faut donc en même temps vaincre secondairement une résistance à la compression. La compression est ainsi une sollicitation nécessaire, secondaire à la traction primaire» (ROUX 1912, page 457).

Ces conceptions sont erronées. Quelques exemples le démontreront brièvement.

Si l'on met en charge un corps élastique homogène situé entre deux plaques, c.-à-d. si on le sollicite en compression, sa hauteur di-

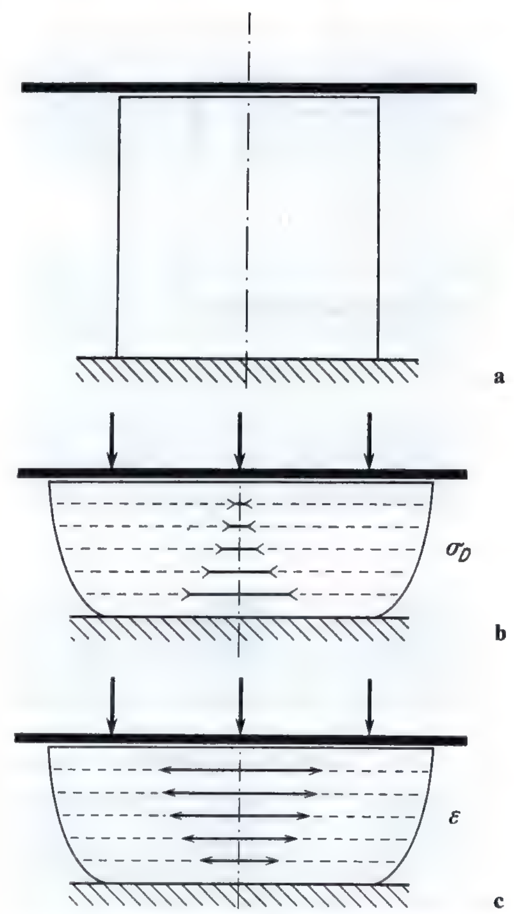


Fig. 5 a–c. Compression d'un bloc élastique entre deux plaques rigides. Le bloc adhère fermement à la plaque inférieure. Il est comprimé sans frottement par la plaque supérieure. **a** Forme du bloc avant la compression. **b** Sous compression, les contraintes de compression (σ_D) augmentent de la surface vers la base. **c** Les allongements transversaux (ε) sont par contre maximaux à la surface et minimaux à la base

minue et le corps s'allonge transversalement par rapport à la compression. Il s'étend en direction transversale. S'il n'y a pas de frottement au niveau des plaques de compression, il ne se produit que des allongements transversaux et pas de contraintes! L'allongement ε a la même grandeur à chaque niveau du cube. La figure 4 schématise ce processus. Pour indiquer qu'il n'y a pas de frottement entre les plaques et le bloc de caoutchouc, celui-ci est séparé par un espace clair des deux plaques de compression figurées en noir. Dans cette expérience, il n'y a que des contraintes de compression dans le bloc de caoutchouc, suivant la ligne d'action de la force de compression. En direction transversale, dans la direction de l'allongement, il n'y a pas de contraintes.

Si, par contre, seule la plaque supérieure est exempte de frottement, alors que le bloc de caoutchouc adhère fermement à la plaque inférieure (hachurée dans la fig. 5), l'allongement transversal de ce bloc, lors de la mise en charge, est empêché au niveau de la plaque inférieure. L'allongement transversal est par conséquent nul tout contre celle-ci et augmente jusqu'à la plaque supérieure. La forme des contours latéraux du bloc de caoutchouc le montre (fig. 5 c). A cause de la résistance que l'adhérence à la plaque inférieure oppose à l'allongement transversal, des contraintes se produisent dans ce cas aussi en direction transversale, dans la *direction de l'allongement.* Toutefois il ne s'agit pas de contraintes de traction mais au contraire de *contraintes de compression* (σ_D) (fig. 5 b). Celles-ci sont maximales au voisinage immédiat de la plaque inférieure et deviennent de plus en plus petites vers la plaque supérieure. Elles ne sont pas distribuées également dans les différentes coupes. Au bord latéral du bloc, elles sont nulles et s'accroissent vers la ligne médiane (fig. 6). Elles sont équilibrées par des contraintes de traction dans la plaque inférieure.

Si le bloc de caoutchouc adhère fermement aux deux plaques (fig. 7), les contrain-

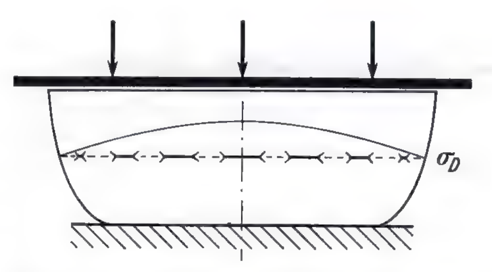


Fig. 6. Distribution quantitative des contraintes de compression dans une section horizontale d'un corps élastique comprimé, adhérant fermement à un support. Les contraintes de compression sont maximales au milieu et diminuent vers la périphérie. La courbe en trait plein représente leur diagramme pour la totalité de la coupe

tes de compression se produisant en direction transversale sont maximales au voisinage des deux plaques et minimales à mi-hauteur du bloc de caoutchouc. L'allongement transversal ε, lui, atteint son maximum à mi-hauteur du bloc et tombe à zéro vers les deux plaques.

A cause du frottement sur les plaques comprimantes, des contraintes de compression se produisent en direction transversale, dans le sens de l'allongement. Cette notion se conçoit plus facilement si, dans un autre modèle, l'allongement transversal est empêché par les rebords des plaques. Ceux-ci ont en principe le même effet que le frottement aux surfaces de contact (fig. 8). On comprend facilement que le rebord oppose une résistance à l'allongement transversal et exerce ainsi une compression latérale sur le bloc de caoutchouc. Ceci provoque des contraintes de compression de direction transversale. Dans la partie centrale du bloc de caoutchouc, l'allongement est d'autant moins entravé que l'endroit considéré se trouve plus près du milieu de l'ouverture entre les rebords.

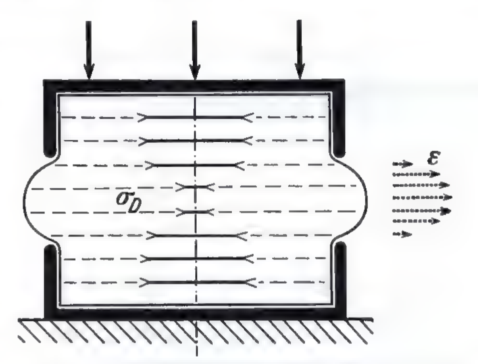


Fig. 8. Compression sans frottement d'un bloc élastique par deux plaques pourvues de rebords. Ces rebords font obstacle à l'allongement transversal. σ_D grandeur des contraintes de compression. ε grandeur de l'allongement transversal

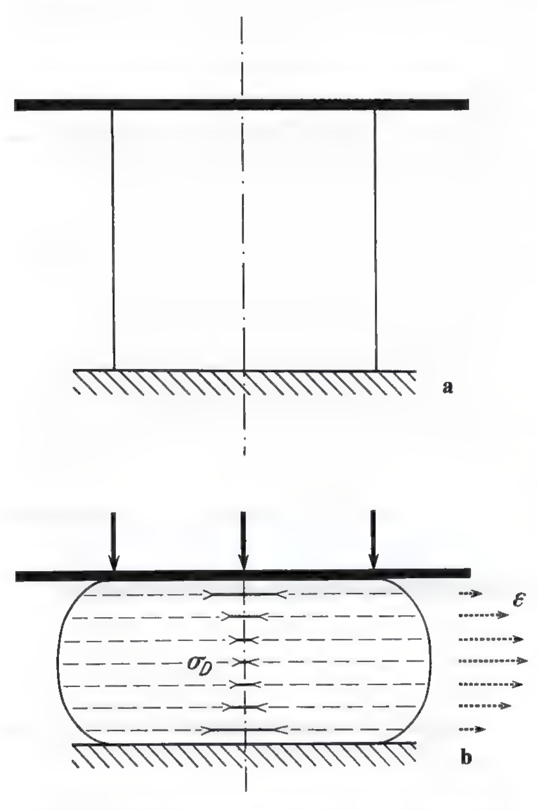


Fig. 7 a et b. Compression d'un bloc élastique adhérant aussi bien à son support qu'à la plaque comprimante. **a** Forme du bloc avant la compression. **b** Le bloc comprimé prend la forme d'un tonneau. σ_D grandeur des contraintes de compression. ε grandeur de l'allongement transversal

Une expérience simple illustre aussi l'action des contraintes de compression dans la direction de l'allongement. Il n'est pas possible de rendre ces contraintes directement visibles mais leurs effets peuvent s'observer. Par exemple, si un bloc de caoutchouc est sollicité par une compression également distribuée, on peut montrer que des contraintes de compression agissent dans la direction de l'allongement. Le bloc de caoutchouc est pressé dans un étau. A cause du frottement aux surfaces comprimées, il prend la forme d'un tonneau (voir fig. 7), puisque l'allongement transversal provoqué par la mise en charge est nul aux deux surfaces de compression, s'accroît vers le milieu et atteint sa valeur maximale à mi-hauteur. Si, avant de comprimer, on trace deux droites verticales parallèles sur la face antérieure du bloc (fig. 9 a), lors de la déformation de celui-ci, ces deux droites bombent vers l'extérieur de la même façon que le contour latéral (fig. 9 b). Si l'on divise ensuite le bloc en trois parties par des incisions longitudinales suivant les lignes tracées et si on le charge

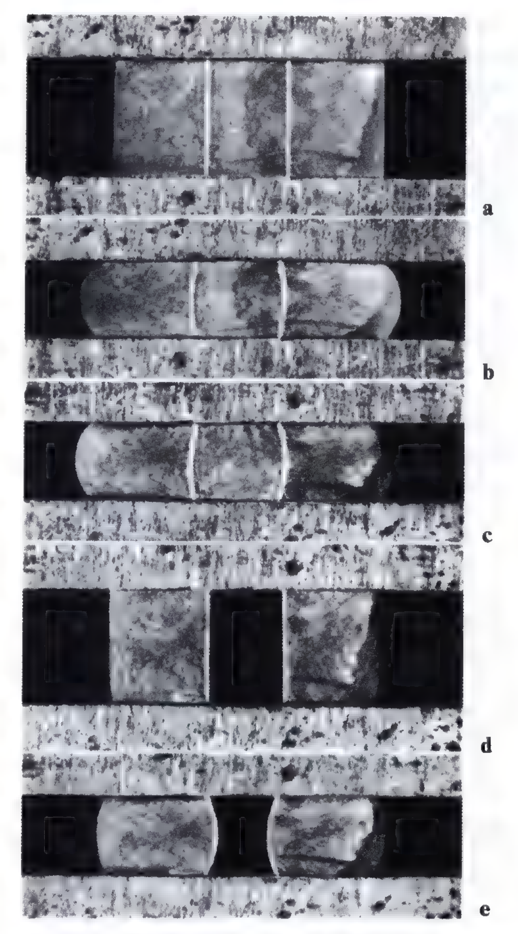


Fig. 9 a–e. Déformation d'un bloc de caoutchouc par une compression axiale. **a** Le bloc de caoutchouc non chargé. Sur la face sont dessinées deux lignes blanches parallèles aux côtés. **b** Sous compression, les côtés de la plaque de caoutchouc bombent vers l'extérieur. Les lignes blanches montrent la même incurvation convexe des deux côtés. **c** La plaque de caoutchouc est incisée le long des lignes blanches. La figure sous compression est la même que celle de la plaque intacte (voir fig. b). **d** On a retiré la partie centrale de la plaque divisée. **e** Compression des parties latérales restantes de la plaque de caoutchouc divisée. Les lignes blanches correspondant aux bords de l'incision bombent maintenant en dedans

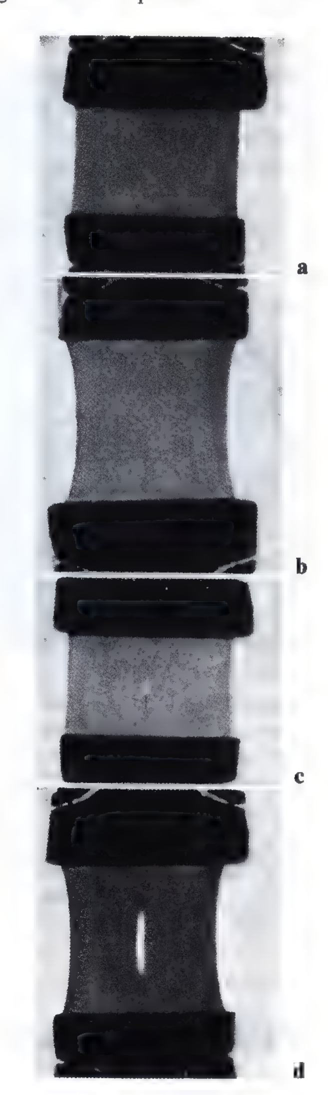


Fig. 10 a–d. Contraction transversale d'une bande de caoutchouc étirée axialement. **a** La bande de caoutchouc avant la mise en charge. **b** L'étirement longitudinal par une traction axiale provoque une rétraction des bords qui deviennent concaves. **c** Une incision longitudinale est pratiquée au milieu de la bande de caoutchouc non chargée. **d** Lors de l'étirement longitudinal dû à une traction axiale, l'incision bâille

ainsi divisé, les lignes de séparation prennent la même forme que celles tracées sur le bloc intact (fig. 9 c). Ceci montre évidemment que la division du bloc de caoutchouc n'exerce aucune influence sur l'allongement transversal. Mais si, après avoir enlevé la partie centrale du bloc, on met en charge de la même façon (fig. 9 d), les bords des incisions marqués par des lignes blanches bombent maintenant en dedans, dans l'espace devenu libre (fig. 9 e). Si l'on voulait empêcher ce bombement et rendre les bords des

incisions convexes vers l'extérieur, comme lors de la première expérience (fig. 9 c), une compression transversale devrait être exercée contre eux. Dans les deux premières expériences, c'est ainsi que la partie centrale a agi : elle a dû exercer une compression des deux côtés. Il apparaît donc évident que, déjà dans la première expérience c'étaient des contraintes de compression qui agissaient dans la partie centrale du bloc de caoutchouc intact, en direction transversale, dans le sens de l'allongement, et non pas des contraintes de traction.

Ce ne sont pas des contraintes de compression qui se produisent en direction transversale lors de l'allongement d'un corps élastique par traction, à la suite de l'amincissement ou du rétrécissement ainsi provoqué, comme Roux le suppose (1912). Au contraire, ce sont des contraintes de traction. On peut de même l'illustrer par une expérience simple. Si une large bande de caoutchouc est étirée longitudinalement par une traction, elle devient plus étroite (fig. 10 a, b). Si, avant de l'étirer, on pratique une petite incision longitudinale dans son milieu (fig. 10 c), lors de l'étirement, les bords de l'incision s'écartent (fig. 10 d). Si le rétrécissement entraînait des contraintes de compression de direction transversale, les bords de l'incision devraient au contraire être resserrés l'un contre l'autre. Le fait qu'ils s'écartent démontre que l'étirement de la bande de caoutchouc entraîne des contraintes de traction aussi en direction transversale et pas de contraintes de compression.

Le point de vue toujours repris par la littérature d'après lequel, dans un corps élastique homogène, la compression entraîne de soi-disant «contraintes de traction secondaires» et la rétraction des «contraintes de compression secondaires», est donc erroné. Si des forces extérieures ou des altérations du matériau (par exemple des variations dues à la température) n'opposent aucune résistance à l'allongement ou au rétrécissement, c.-à-d. à l'éloignement ou au rapprochement des plus petites particules voisines de l'objet d'expérience, il n'y apparaît pas de contraintes. Ceci provient de ce que les forces de cohésion ne s'opposent pas dans tous les cas à un rapprochement, à un éloignement ou à un déplacement des plus petites particules. L'expérience avec la bande de caoutchouc est démonstrative à ce sujet. Bien que la sollicitation en traction rapproche transversalement les plus petites particules – sinon il ne pourrait pas y avoir de rétrécissement – il n'y a pas de contraintes de compression en direction transversale mais au contraire des contraintes de traction. Pour empêcher que les bords de l'incision ne s'écartent, il faudrait ajouter une traction qui les maintiendrait dans leur position de départ.

Déformation, déplacement des particules élémentaires et contrainte

Benninghoff a imaginé la méthode suivante pour mettre en évidence les trajectoires des contraintes provoquées par la compression de la tête humérale dans la couche des fibres tangentielles du cartilage de la glène scapulaire. Comme modèle, il utilisa une plaque de gélatine ayant la forme du cartilage glénoïdien. Il la colla sur un support. Des points noirs furent marqués à sa surface. Une pression uniforme fut alors exercée sur elle par l'appui de la main sur une plaque de verre huilée, pour éviter tout frottement. Alors que le modèle de gélatine était comprimé par la plaque de verre, la trajectoire des points déplacés par l'allongement transversal fut photographiée à travers la plaque de verre (fig. 11). On put ainsi lire sur la photographie la direction et la grandeur du déplacement de chaque point. D'après Benninghoff, les directions du déplacement des points seraient identiques à celles des contraintes de traction (trajectoires) provoquées dans la couche superficielle du modèle de gélatine par la compression. Il ajoute : «de cette manière relativement simple, on détermine exactement les trajectoires de traction pour chaque forme» (1925 c, page 49). Mais cette conception est erronée!

D'abord, d'après ce qui précède, nous savons déjà que ce ne sont pas des contraintes de traction mais bien des contraintes de compression qui se produisent en direction transversale (= direction de l'allongement) dans la plaque de gélatine. Celle-ci subit en

effet la même sollicitation que le bloc décrit à la fig. 6. Ainsi la direction du déplacement des points pourrait tout au plus indiquer celle de l'allongement maximal et des contraintes de compression minimales. Mais ce n'est même pas le cas puisque direction et grandeur des déplacements des points ne concordent pas avec direction et grandeur des *allongements* principaux. En effet le déplacement suit des règles complètement différentes de celles de l'allongement. L'expérience donne donc une *épure des déplacements* mais aucune épure des allongements et encore moins une épure des contraintes.

Il existe une différence fondamentale entre les directions du déplacement, les allongements principaux et les contraintes principales. Nous tenterons de l'illustrer à l'aide de représentations graphiques et d'expériences adéquates.

Il n'est pas difficile de déterminer graphiquement les déplacements de très petites particules faisant partie d'un corps en état d'allongement connu et simple. C'est pourquoi l'analyse suivante se base sur une épure des allongements connue. Comme il est plus facile d'embrasser d'un coup d'oeil les allongements d'un corps de forme simple, on choisit une plaque de gélatine rectangulaire adhérant fermement à un support et sollicitée en compression de façon uniforme par un disque de verre plan huilé. Les lignes des allongements principaux présentent toujours un trajet compliqué aux bords. C'est la raison pour laquelle on n'étudie pas toute la surface de la plaque de gélatine mais seulement la partie centrale, entourée par un pointillé à la fig. 12. Les dimensions du modèle (fig. 12, 13) sont choisies de telle sorte que, étant donné l'adhérence au support, l'allongement en direction transversale est deux fois plus grand qu'en direction longitudinale.

Les allongements principaux provoqués dans la plaque par la sollicitation en compression uniforme sont parallèles aux axes ou aux côtés du rectangle, comme le montrent les groupes de lignes qui leur correspondent. Dans l'image trajectorielle, les lignes des allongements principaux (suivant lesquelles les allongements maximaux se produisent) sont des traits pleins (fig. 13). Elles coïncident avec les grands axes des ellipses de déformation. Les lignes dans la direc-



Fig. 11. Epure des déplacements de points marqués à l'encre de Chine à la surface d'un modèle de gélatine du cartilage de la glène scapulaire, lors d'une compression sans frottement par une plaque de verre huilée. Benninghoff considérait ces lignes des déplacements comme les trajectoires des contraintes de traction (d'après Benninghoff, 1925)

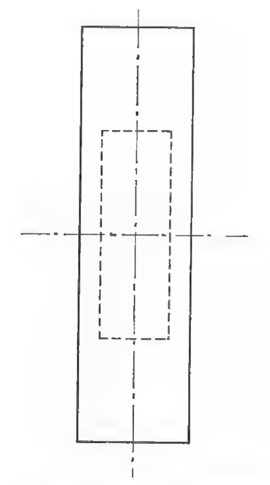


Fig. 12. Schéma de la plaque de gélatine utilisée pour les expériences de compression. Les dimensions sont telles que l'allongement transversal est deux foix plus grand que l'allongement longitudinal. Les figures suivantes ne reprennent que la partie centrale entourée d'un pointillé

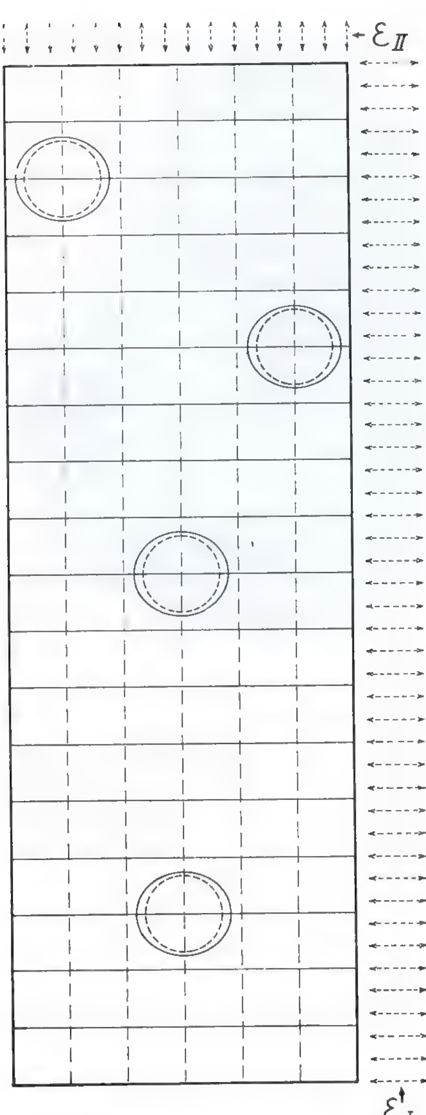


Fig. 13. Epure des allongements de la partie centrale de la plaque de gélatine représentée à la fig. 12, adhérant fermement à son support, lors d'une compression sans frottement par une plaque de verre. Des cercles (en pointillé) dessinés à la surface avant la compression sont déformés en ellipses (en trait plein) par celle-ci. On suppose que l'allongement transversal de la plaque est deux fois plus grand que son allongement longitudinal. Lignes droites continues: directions des allongements maximaux. Lignes droites pointillées: directions des allongements minimaux. ε_I et ε_{II} grandeurs de l'allongement transversal et de l'allongement longitudinal

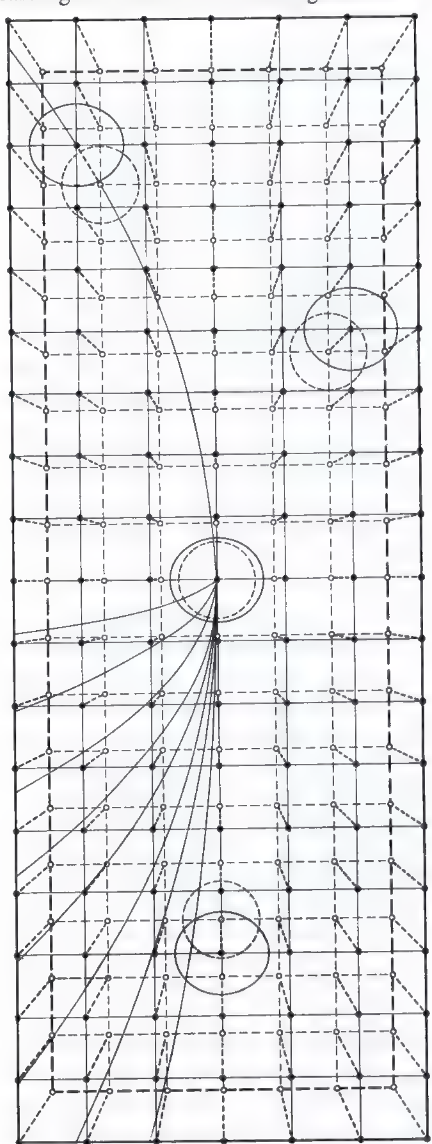


Fig. 14. Epure des déplacements de points marqués à la surface d'une plaque de gélatine s'allongeant par compression (voir fig. 13). L'allongement transversal est deux fois plus grand que l'allongement longitudinal. Cependant, du fait de la forme rectangulaire, l'allongement total en direction longitudinale est plus grand qu'en direction transversale. La somme d'un plus grand nombre d'allongements particuliers plus petits (nombre des carrés!) est plus grande en direction longitudinale que la somme d'allongements particuliers plus grands en direction transversale. Lignes pointillées et petits cercles aux intersections: grandeur initiale de la plaque. Lignes continues et points pleins: plaque après allongement. Explication détaillée dans le texte

tion desquelles les plus petits allongements se produisent sont pointillées. La longueur des flèches dessinées aux bords de la plaque indique la grandeur des allongements. En quelques endroits, on a dessiné les ellipses de déformation de particules élémentaires. Ces ellipses illustrent la distorsion provoquée par l'allongement de petits cercles que l'on doit imaginer dessinés à la surface de la plaque avant la mise en charge. Puisque l'allongement est deux fois plus grand en direction transversale qu'en direction longitudinale, les grands axes des ellipses de déformation montrent un accroissement longitudinal par rapport au diamètre initial, double de celui des petits axes.

Sous une compression uniforme, les lignes des allongements principaux (trajectoires), suivant lesquelles les allongements maximaux se produisent, sont parallèles aux petits côtés du rectangle. Le schéma le montre.

Pour représenter les déplacements des plus petites particules survenant en même temps que l'expansion de la plaque, un réseau de carrés de mêmes dimensions fut tracé (lignes pointillées) dans un second dessin de la plaque rectangulaire de gélatine (fig. 14) dont la grandeur avant mise en charge est indiquée par la ligne intérieure pointillée (voir aussi fig. 12). Les côtés de ces carrés sont parallèles aux côtés du rectangle. Leurs coins furent marqués par des petits cercles dont un se trouve au milieu de la plaque. Ensuite, dans le même dessin, on reporta la grandeur de la plaque après expansion (limites continues extérieures), en tenant compte – comme pour la détermination des lignes des allongements principaux – de ce que l'allongement provoqué par la compression uniforme est deux fois plus grand en direction transversale qu'en direction longitudinale. De même on dessina le réseau des carrés, agrandi par l'expansion dans les deux directions. Par suite de l'allongement inégal, ces carrés devinrent des rectangles puisque leurs côtés en direction transversale s'allongèrent d'une quantité double de leurs côtés en direction longitudinale (lignes continues du réseau). Aux coins des rectangles du réseau après expansion, on dessina de nouveau des points (points noirs). Les jonctions des petits cercles avec ces points indiquent pour chaque coin du réseau la direction et la grandeur du déplacement provoqué par l'expansion. Si l'on relie les points suivant la direction du déplacement par des lignes passant directement par ces points ou entre eux suivant une direction adéquate, on obtient l'*épure des déplacements* mettant en évidence tous les détails (Pour présenter une meilleure vue d'ensemble, seules quelques-unes de ces courbes ont été tracées à la fig. 14). L'épure des déplacements montre d'abord que le point central de la plaque a gardé sa situation. On voit par ailleurs que la grandeur du déplacement des différents points s'accroît avec la distance entre ceux-ci et le point central. Mais surtout l'épure indique que les déplacements des points suivent des lignes irradiant toutes du point central de la plaque, qui, lui, reste inchangé. Ces lignes rayonnent, plus ou moins incurvées, vers les côtés du rectangle qu'elles atteignent sous un angle plus ou moins aigu.

Si l'on compare l'épure des allongements (fig. 13) à celle des déplacements (fig. 14), on s'aperçoit que les directions des allongements principaux (trajectoires des allongements) s'écartent complètement de celles des déplacements. La fig. 15 représente clairement cette différence. Elle reproduit, exagérément agrandies, les ellipses de déformation dessinées dans les épures fig. 13 et 14. En même temps, on a indiqué les directions du déplacement *V* de leur point central. Dans les quatre cas, la direction de l'allongement principal, c.-à-d. le grand axe de l'ellipse, est horizontale. A la fig. 15 a, le déplacement s'effectue de bas en haut et de droite à gauche, à la fig. 15 b de bas en haut et de gauche à droite. A la fig. 15 c le déplacement est nul et à la fig. 15 d il s'effectue dans la direction du petit axe de l'ellipse. Dans aucun des cas dessinés, la direction du déplacement ne coïncide avec celle de l'allongement principal. Elle ne correspond à cette dernière, c.-à-d. au grand axe de l'ellipse, qu'aux points (non repris dans ce dessin) qui se trouvent sur une seule droite, l'axe transversal passant par le centre de la plaque. Partout ailleurs elle n'y correspond pas.

Un troisième schéma (fig. 16) indique les directions des contraintes principales (trajectoires des contraintes). Ce sont celles des contraintes de compression minimales et maximales qui se produisent lors de l'expansion. Comme les trajectoires des allongements, elles sont reportées dans le dessin de la plaque avant déformation. Les trajets des

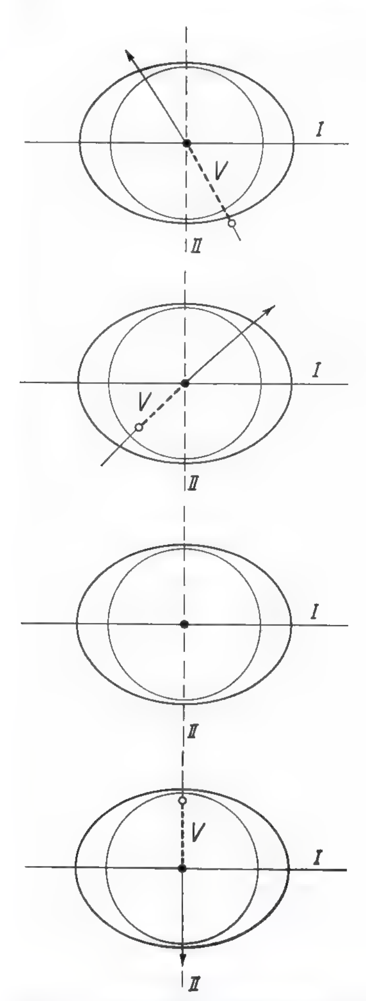


Fig. 15. Ellipses de déformation de petites particules d'une plaque élastique comprimée – *I* et *II* indiquent les directions des allongements maximaux et minimaux. *V*: direction du déplacement du matériau de la plaque durant l'allongement. Dans aucun des cas ici représentés, la direction du déplacement ne correspond à la direction des allongements maximaux. Explication détaillée dans le texte

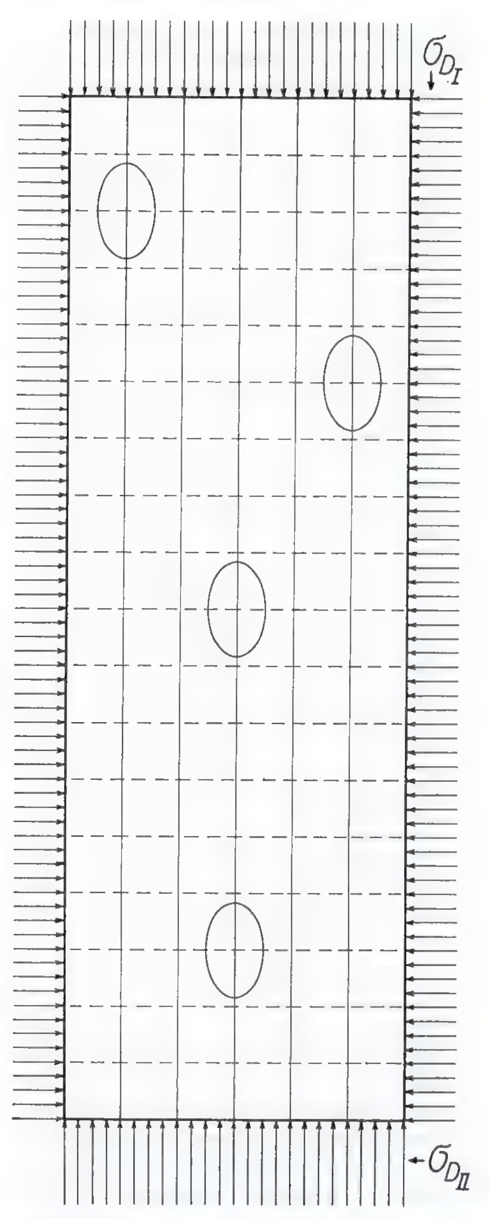


Fig. 16. Epure des contraintes dans une plaque élastique comprimée (voir fig. 13). Les ellipses des contraintes sont indiquées pour quatre points de la surface, aux croisements de lignes du réseau. Ceci signifie que, pour chacun de ces points, la contrainte dans une direction quelconque est proportionnelle au vecteur ayant cette direction et limité par l'ellipse. Il ressort de cette représentation que, pour le cas repris ici, les contraintes de compression dans la plaque sont deux fois plus grandes en direction longitudinale qu'en direction transversale (représentées à la périphérie par des flèches et désignées par σ_{D_I} et $\sigma_{D_{II}}$)

contraintes principales suivent les mêmes directions et forment la même image trajectorielle que les allongements principaux. La seule différence consiste en ce que les contraintes principales sont distribuées quantitativement à l'inverse des allongements principaux (voir fig. 13). Contrairement à ceux-ci, elles sont minimales en direction transversale (trajectoires en traits interrompus) et ma-

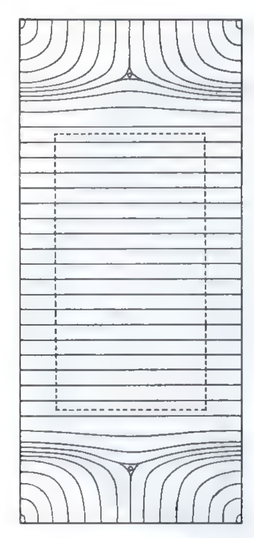


Fig. 17. Image photo-élastique des trajectoires des allongements principaux dans une plaque élastique rectangulaire s'allongeant par compression. Pour comparer avec le schéma de la fig. 13, obtenu par le raisonnement théorique, on ne peut utiliser que la partie centrale de la figure entourée de pointillés car seule cette partie sert de base aux déductions théoriques

ximales en direction longitudinale (trajectoires continues). Les ellipses des contraintes revêtent une forme correspondante. Leur grand axe est parallèle aux longs côtés du rectangle. La grandeur des contraintes de compression est indiquée par les flèches orientées vers les bords.

Une comparaison entre l'épure des allongements (fig. 13) et celle des contraintes (fig. 16) montre que les contraintes de compression minimales agissent suivant la même direction que les allongements principaux maximaux. Si l'on imagine des cordes dans la direction des petits axes des ellipses des contraintes (qui en aucun cas ne doivent être confondues avec les ellipses des déformations) (fig. 13), c.-à-d. dans celle de l'allongement maximal, les contraintes de traction maximales se produisent dans ces cordes puisque celles-ci s'opposent à l'allongement.

Pour compléter cette analyse graphique des épures des allongements et des déplacements et pour servir de base à l'expérience sur modèle de gélatine de la glène scapulaire, qui sera décrite plus tard, des expériences appropriées furent effectuées. Une plaque de gélatine rectangulaire adhérant fermement à son support fut mise en charge progressivement de façon uniforme.

Une image convenable dépend finalement de la compression uniforme du modèle de gélatine. Cette compression fut réalisée à l'aide d'un statif de microscope à large tube. Le statif fut fixé, pied en l'air, à un support vertical. Sur la large ouverture du tube, après avoir écarté l'objectif, on déposa le disque de verre mat sur lequel était collé le modèle de gélatine. La plaque de verre huilée fut alors glissée sur le modèle et, par ascension du tube, le tout fut comprimé contre l'anneau du support de la table du microscope, écartée elle aussi. L'avantage de la méthode consiste dans le fait que, durant la compression, les plaques de verre restent forcément parallèles, ce qui garantit une compression répartie uniformément.

De cette façon, les directions des allongements principaux (trajectoires des allongements) furent d'abord mises en évidence par une expérience photo-élastique (pour la technique, voir page 357). On obtint ainsi l'image représentée à la fig. 17. Pour permettre la comparaison avec l'épure des allongements de la fig. 13, on n'en retint que la partie centrale, délimitée par le pointillé, puisque seule celle-ci sert de base au raisonnement théorique. Il existe une concordance parfaite entre les trajectoires des allongements obtenues par l'expérience photo-élastique et celles déterminées théoriquement.

Pour définir les directions des déplacements, des points furent marqués à l'encre de Chine sur le modèle de gélatine et celui-ci fut photographié par transparence durant la compression par la plaque de verre. Les déplacements des points se marquent sur la photographie par des lignes (fig. 18 a). La représentation graphique déduite de la photographie est donnée à la fig. 18 b. L'épure des déplacements, obtenue expérimentalement, montre exactement la même image que celle réalisée graphiquement (fig. 14).

Ceci démontre que la méthode expérimentale imaginée par Benninghoff, si elle était conduite exactement, réussirait à déterminer avec une précision satisfaisante la direction et la grandeur des déplacements dans un modèle de gélatine de la glène scapulaire. Elle permettrait de dessiner une épure des déplacements. Une tentative de dessiner les courbes reliant les points dans la figure publiée par Benninghoff, c.-à-d. les directions



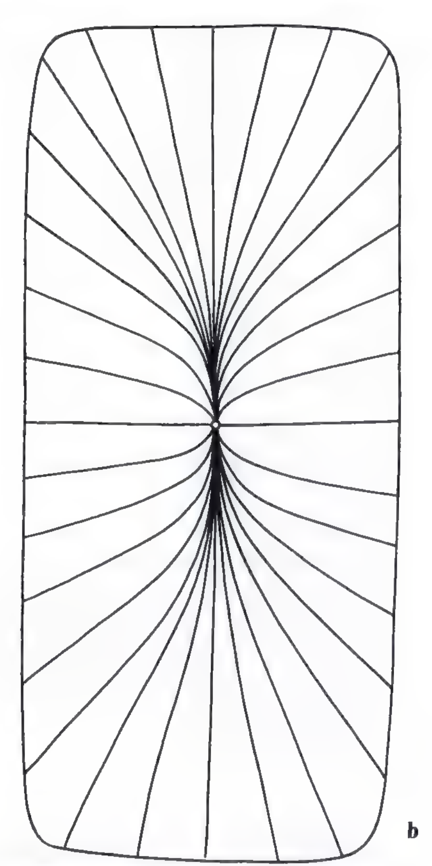
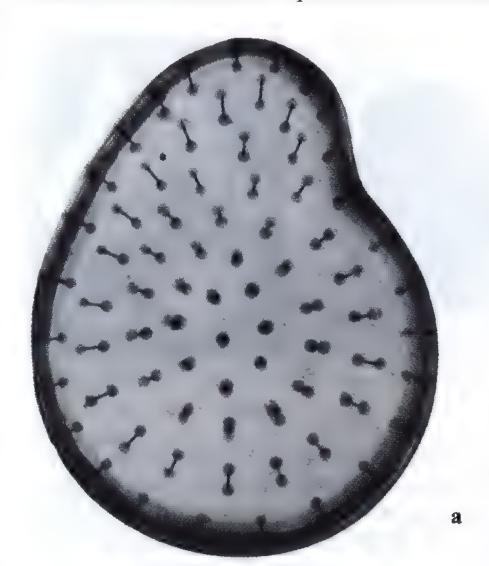


Fig. 18 a et b. Epure des déplacements obtenue expérimentalement pour des points de la surface d'une plaque de gélatine rectangulaire comprimée. **a** Photographie du modèle de gélatine avec les points marqués à l'encre de Chine. Le diaphragme de l'appareil resta ouvert durant la compression de la plaque. Début et fin du déplacement des points apparaissent particulièrement clairs. Les parcours eux-mêmes sont rendus plus visibles par l'addition des courtes lignes. **b** Représentation géométrique de l'ensemble des parcours des points à la superficie du modèle : épure des déplacements

des déplacements, ne réussit qu'incomplètement parce que la zone centrale de la figure montre des perturbations incompatibles avec un déplacement régulier des points. Dans cette zone centrale se trouvent surtout des altérations brutales de la direction et de la grandeur des déplacements qui s'expliquent probablement par la méthode expérimentale car la pression était exercée avec la main. De petites élévations ou dénivellations à la surface du modèle de gélatine ou l'adhérence de certains endroits à la plaque de verre peuvent aussi avoir causé ces irrégularités.

C'est pourquoi l'expérience de BENNINGHOFF sur le modèle de la glène scapulaire fut répétée avec toutefois très peu de points marqués, pour rendre l'image plus claire. Ainsi les déplacements des différents points purent être appréciés avec sûreté en ce qui concerne leur direction et leur grandeur (fig. 19 a). Les courbes des points déterminées à partir de l'expérience pour l'ensemble de la surface du modèle de la cavité scapulaire sont reprises à la fig. 19 b. Cette figure le montre encore plus clairement que celle de BENNINGHOFF, les directions des déplacements irradient du point central du modèle vers la périphérie.

On peut donc résumer les notions acquises jusqu'à présent. Dans son expérience sur un modèle de gélatine homogène et isotrope de la glène scapulaire, BENNINGHOFF a repré-



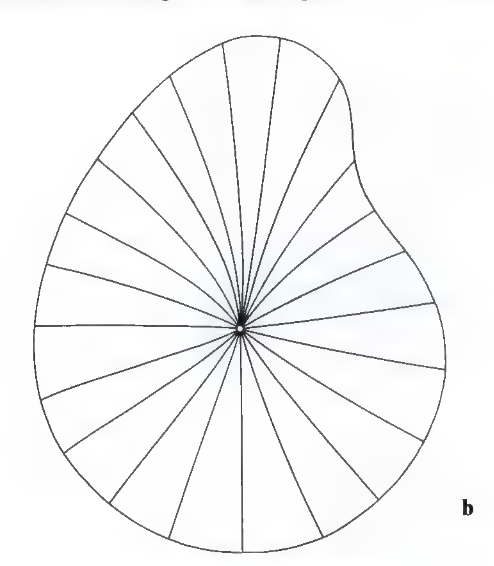


Fig. 19 a et b. Epure des déplacements obtenue expérimentalement pour des points à la surface d'un modèle de gélatine du cartilage articulaire de la cavité glénoïde de l'épaule humaine. **a** Représentation photographique des déplacements obtenue par la même méthode que pour le modèle fig. 18 a. **b** Représentation graphique de l'épure des déplacements

senté les *directions des déplacements* de points marqués à la surface. Il crut erronément avoir ainsi déterminé les directions des *trajectoires des contraintes de traction* produites dans le modèle. Lors de son expérience sur le modèle, il ne pouvait pas se produire des contraintes de *traction* mais uniquement des contraintes de *compression.* Veut-on déterminer si les fibres tangentielles du cartilage glénoïdien sont orientées trajectoriellement, il faut comparer l'image des lignes de fentes à l'arrangement des *trajectoires des allongements* dans un modèle homogène puisque des éléments résistant à la traction sont utilisés au mieux pour résister s'ils sont orientés dans la direction de l'allongement maximal qui se produit.

Méthodes de détermination des trajectoires des contraintes et des trajectoires des allongements

Le but de la recherche devra donc consister à déterminer les trajectoires des allongements dans un modèle homogène du cartilage de la glène scapulaire. Comme il ressort du raisonnement page 353, l'image des trajectoires des allongements concorde jusque dans les moindres détails avec le trajet des contraintes principales (voir aussi fig. 13 et 16). La détermination des trajectoires des contraintes donne donc simultanément les trajectoires des allongements.

Une des plus anciennes méthodes de mise en évidence du trajet des contraintes principales dans un modèle est due à W. Roux (1912, page 411). Elle utilise des modèles de caoutchouc enduits de paraffine ou de stéarine. Lors de la mise en charge, des fissures se produisent dans l'enduit. Elles permettent de tracer les trajectoires. C'est sur un principe analogue que repose la méthode des fissures dans la laque de Dietrich et Lehr (1932) que Küntscher (1934) a appliquée à l'os (fémur) pour la première fois. Mais, avec l'analyse photo-élastique, nous possédons actuellement une méthode de loin plus exacte et plus sûre. Gebhardt (1911) a le premier in-

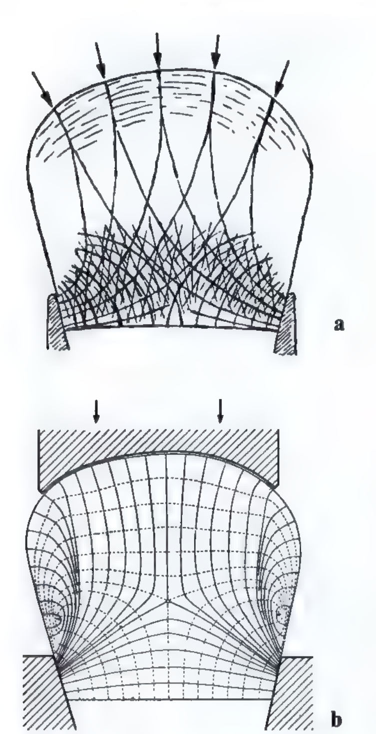


Fig. 20 a et b. Mise en évidence photo-élastique du trajet des contraintes de compression dans le modèle du cartilage épiphysaire d'un os tubulaire de mammifère. **a** Lignes de compression déterminées par GEBHARDT (1911) dans un modèle de celluloïd. Les lignes de compression obtenues pour différents points de mise en charge (petites flèches) sont superposées dans la même image. Elles se coupent suivant des angles aigus et obtus. Leur ensemble ne constitue donc pas des trajectoires (d'après GEBHARDT, 1911). **b** Trajectoires de compression et de traction déterminées par la méthode photo-élastique dans un modèle de plexiglas. Trajectoires de compression et trajectoires de traction se coupent partout à angle droit. Au centre du modèle se trouve un point singulier répulsif (hydrostatique).

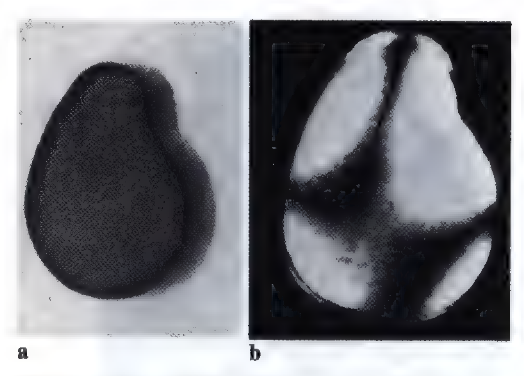


Fig. 21 a et b. Modèle de gélatine du cartilage articulaire de la glène scapulaire utilisé pour la recherche photo-élastique. **a** Vue du modèle. **b** Isoclines apparaissant dans le modèle mis en charge en lumière polarisée. Le trajet des isoclines est différent pour chaque position des deux polariseurs croisés

troduit cette méthode en biologie pour déterminer le trajet des contraintes provoquées dans le cartilage épiphysaire par la pression articulaire. Mais il arriva à des résultats erronés à cause d'une méthode expérimentale incorrecte. Comme modèles, il utilisa des disques de celluloïd ayant la forme d'une coupe longitudinale dans une épiphyse cartilagineuse. Il mit en charge leur périphérie en exerçant une compression punctiforme en différents endroits de la surface en contact avec le cartilage de la cavité articulaire. Pour chacun des endroits de compression, il détermina quelques lignes de contraintes principales (trajectoires). En superposant les trajectoires appartenant aux différents endroits de compression, il crut avoir déterminé le trajet des contraintes principales qui se produisent dans l'épiphyse sous l'effet d'une compression répartie par la cavité articulaire (fig. 20 a). Mais cette conception est erronée. Pour déterminer les trajets des contraintes principales provoquées par la compression exercée par la cavité articulaire, c.-à-d. par une compression bien répartie, il faut que la force soit appliquée de la même façon dans l'expérience photo-élastique. Elle doit s'exercer en étant distribuée uniformément sur la partie de la surface épiphysaire couverte par la cavité articulaire.

Une répétition de cette expérience dans des conditions correctes donne une image du parcours des contraintes principales complètement différente du dessin combiné de GEBHARDT. Elle met en évidence les caractéristiques tout à fait distinctives (points singuliers), instructives quant à la signification fonctionnelle des constatations histologiques et quant à l'histogenèse causale (fig. 20 b). Nous reviendrons en détail sur ce point à un autre endroit. La représentation de GEBHARDT par contre montre une image obtenue par la superposition des trajets des contraintes principales appartenant à différentes

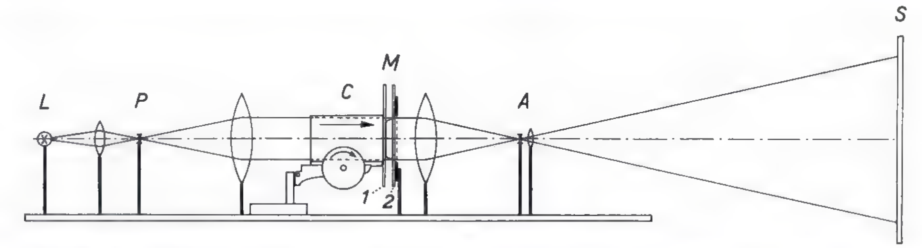


Fig. 22. Méthode d'expérimentation photo-élastique. Explication des lettres: *A* analyseur; *C* tube de microscope dont le déplacement en direction de la flèche met en charge le modèle; *L* source de lumière; *M* modèle; *P* polariseur; *S* écran sur lequel l'image du modèle est projetée; *1* plaque de verre huilée avec laquelle le modèle est comprimé sans frottement; *2* plaque de verre sur laquelle le modèle de gélatine est coulé

compressions punctiformes. On ne peut même pas parler d'un système de trajectoires de contraintes car le réseau ne correspond pas au concept mathématique des trajectoires orthogonales. Il ne constitue pas un système dont toutes les lignes se croisent à angle droit.

La mise en évidence photo-élastique des trajectoires des contraintes principales dans le modèle du cartilage glénoïdien de l'épaule impose à la méthode expérimentale des exigences particulières. Comme l'expérience doit se faire en lumière transmise, on utilisa un modèle de gélatine du cartilage de la glène, qui fut collé sur un disque de verre mat (fig. 21 a). Le modèle fut comprimé de façon uniforme par un disque de verre transparent, huilé pour éviter tout frottement et posé sur la surface supérieure. La compression fut provoquée par l'avancement d'un tube de microscope installé horizontalement (fig. 22). Pour la mise en évidence des trajectoires des contraintes, le modèle fut éclairé par de la lumière polarisée linéaire. Si le polariseur et l'analyseur se trouvent à 90° l'un par rapport à l'autre, le modèle apparaît clair sur un fond noir. Il est traversé par une ou plusieurs bandes sombres plus ou moins délavées (fig. 21 b). Le plus souvent, ces bandes sont un peu plus claires à leur périphérie et plus sombres au centre. Une ligne tracée à travers les endroits les plus sombres relie tous les lieux où soit le grand, soit le petit axe des ellipses de déformation des petites particules, provenant de la mise en charge du modèle expérimental, coïncide avec la direction de la vibration de la lumière polarisée. Les deux axes principaux des ellipses sont perpendiculaires l'un à l'autre. Le long de ces lignes, les grands axes des ellipses de déformation indiquent la direction de l'allongement maximal. Ils se trouvent donc, ou bien dans la direction de la vibration de la lumière polarisée, ou perpendiculaires à celle-ci. Sur chacune de ces lignes, le trajet des contraintes a partout la même direction. Les lignes sont donc appelées *isoclines* (pour plus de détails sur la technique et les bases théoriques de la photo-élasticité, voir MESMER 1939 et FÖPPL et MÖNCH 1950).

En pratique, on fait tourner le plan de vibration de la lumière polarisée de 10° en 10°. Pour chaque position, les isoclines sont dessinées sur l'image projetée. La fig. 23 a–e explique la détermination graphique des trajectoires des contraintes principales à partir de l'image des isoclines. La fig. 23 a montre celles-ci pour des positions du polariseur de 10° en 10°, entre 0° et 90°. Pour trouver l'image des trajectoires, les intervalles entre les isoclines sont remplis de lignes parallèles inclinées sur la verticale, d'un angle intermédiaire à ceux des isoclines voisines. Par exemple, entre les isoclines 40° et 50°, des lignes parallèles sont tracées, inclinées à 45° (fig. 23 c). A partir de ce réseau de traits, on dessine des courbes qui suivent au mieux les lignes brisées (fig. 23 d). On obtient ainsi une image des directions des contraintes principales. Comme exposé plus haut, celles-ci indiquent simultanément les directions des allongements principaux. La fig. 23 d représente cette image (trajectoires des allongements) du modèle de gélatine de la cavité glénoïde de l'épaule.

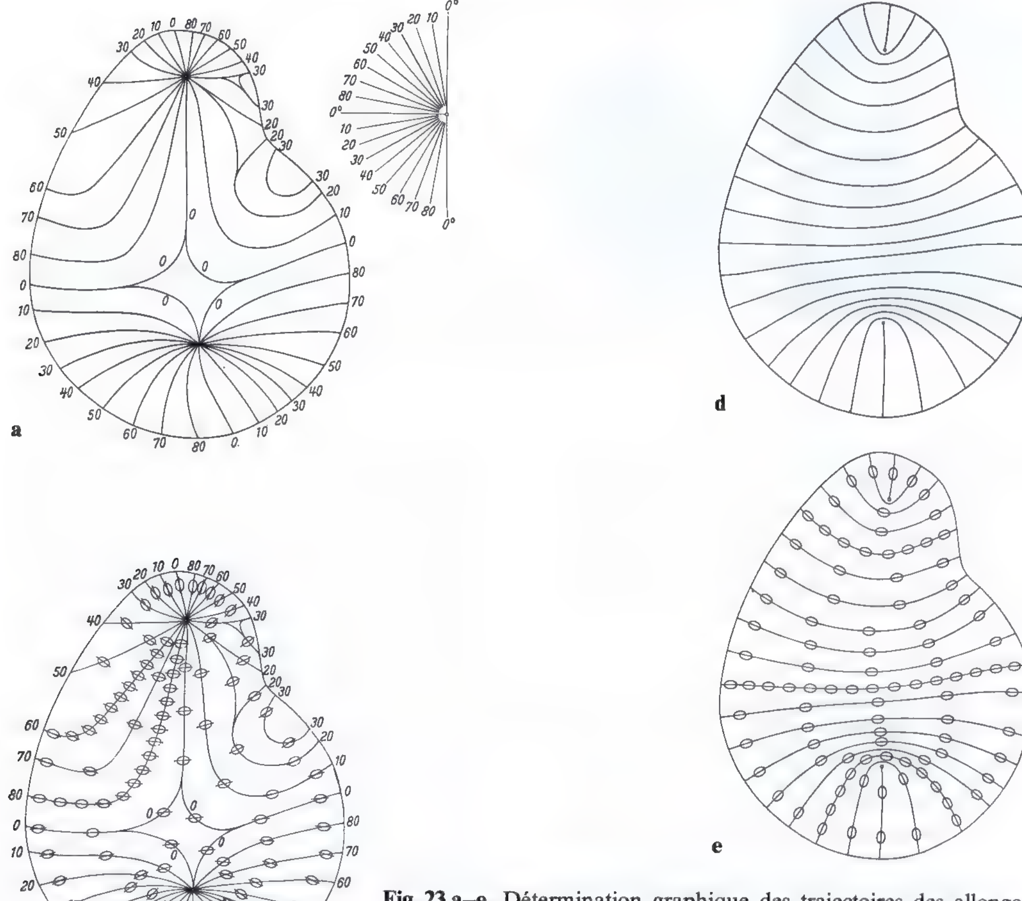


Fig. 23 a–e. Détermination graphique des trajectoires des allongements à partir des isoclines obtenues par l'expérience photo-élastique, dans un modèle de gélatine du cartilage de la glène scapulaire. **a** Toutes les isoclines de 0° à 80° sont reportées dans le même schéma du modèle et pourvues de l'indication de la position angulaire des polariseurs pour laquelle l'isocline est apparue. Les isoclines de la position 90° sont les mêmes que celles de la position 0°. A deux endroits, toutes les isoclines se rejoignent : là l'image trajectorielle présente des points singuliers. **b** Image des isoclines avec les ellipses de déformation des petites particules du corps d'expérience. Le long de chacune des isoclines, le grand axe des ellipses de déformation a partout la même inclinaison par rapport à la verticale. **c** Entre chaque paire d'isoclines voisines, on a tracé des lignes parallèles les unes aux autres dont l'inclinaison sur la verticale correspond à la moyenne entre les angles des deux isoclines voisines. Par exemple, les lignes parallèles entre les isoclines 40° et 50° ont une inclinaison de 45° sur la verticale. **d** Les traits du réseau sont reliés par des lignes continues. Celles-ci composent l'image trajectorielle. Dans ce cas,seules sont représentées les trajectoires des allongements du modèle de la glène scapulaire. Dans les parties supérieure et inférieure du modèle, on reconnaît deux points singuliers attractifs d'où rayonnent les lignes. **e** Dans l'image des trajectoires des allongements de la représentation précédente, on a ajouté les ellipses de déformation des petites particules. Les grands axes des ellipses de déformation suivent partout la direction des trajectoires

Justification de l'emploi d'un modèle de gélatine homogène et isotrope

Il faut maintenant se demander s'il est justifié de transposer au cartilage articulaire le résultat de l'expérience sur le modèle de gélatine. En effet celui-ci est constitué d'un matériau homogène et isotrope alors que celui-là est inhomogène et anisotrope. L'inhomogénéité du cartilage est causée par les matériaux différents qui le constituent, cellules et substance fondamentale. A cause d'elle, les trajectoires peuvent quelque peu dévier du trajet qu'elles suivraient dans un corps homogène (que le modèle représente). Mais, comme l'inhomogénéite du cartilage est d'un ordre microscopique, ces déviations ne peuvent être elles aussi que d'un ordre de grandeur microscopique. C'est pourquoi elles ne peuvent influencer le trajet des lignes de fentes d'une façon visible à l'oeil nu.

L'anisotropie du cartilage articulaire est provoquée par l'incorporation des fibrilles qui sont orientées suivant une direction déterminée. Il faut donc savoir si et de quelle manière la présence des fibrilles résistant à la traction peut modifier l'image trajectorielle par rapport à celle du modèle isotrope.

Pour répondre en principe à cette question, deux possibilités peuvent être admises comme base d'un arrangement des fibrilles. Ou bien celles-ci sont orientées dans la direction des trajectoires des allongements apparaissant dans le modèle isotrope, ou bien elles ne le sont pas. Dans le premier cas, il n'y aura pas de perturbation des trajectoires. Dans le deuxième cas, la perturbation est plus ou moins grande d'après la direction et d'après le mode de répartition des fibrilles. Plus grand est l'angle que la direction des fibrilles forme avec la direction des allongements principaux se produisant dans le modèle, plus importante sera la déviation des trajectoires des allongements par rapport à celles du modèle isotrope et homogène. Mais dans la suite on montrera que les lignes de fentes correspondent très bien aux trajectoires des contraintes déterminées dans le modèle. Ceci signifie que, dans le cartilage articulaire, les fibres tangentielles suivent la même direction que les allongements principaux dans le modèle isotrope. On peut en déduire que, dans le cartilage articulaire inhomogène et anisotrope, les allongements principaux (= trajectoires) suivent les mêmes directions que dans le modèle de gélatine homogène et isotrope.

Sollicitation physiologique du cartilage articulaire de la cavité glénoïde de l'épaule

Après avoir justifié l'utilisation d'un matériau homogène et isotrope pour l'expérience sur modèle, il faut maintenant rechercher de quelle façon celle-ci doit être conduite pour que la sollicitation du modèle de gélatine corresponde à celle du cartilage articulaire de la glène scapulaire par la tête humérale.

Le cartilage articulaire de la cavité est comprimé par celui de la tête. Ce dernier ne constitue pas une plaque rigide. Il possède des propriétés élastiques analogues à celles du cartilage de la cavité lui-même. Les deux plaques de cartilage sont fixées aux extrémités osseuses de façon ferme et solide. A leurs surfaces, il n'y a pratiquement pas de frottement lorsque l'articulation se mobilise car ces surfaces sont polies et lubrifiées.

Le cartilage glénoïde subit fondamentalement la même sollicitation que le bloc élastique de la fig. 5. Il est écrasé suivant la direction de la compression et s'allonge transversalement. Outre l'élasticité du matériau, la résistance due à l'adhérence au support s'oppose à son allongement transversal. Elle est maximale au niveau du support et diminue vers la surface. Par conséquent, la face profonde du cartilage ne subit pas d'allongement. Celui-ci augmente vers la surface où il est maximal.

Les conditions sont différentes pour le cartilage articulaire de la tête humérale. Comme celui-ci présente une surface libre beaucoup plus grande que le cartilage articulaire de la glène, il n'est comprimé par ce dernier que dans une zone limitée. Par conséquent, l'allongement transversal de la zone comprimée du cartilage de la tête ne peut pas se produire librement. En effet, la partie

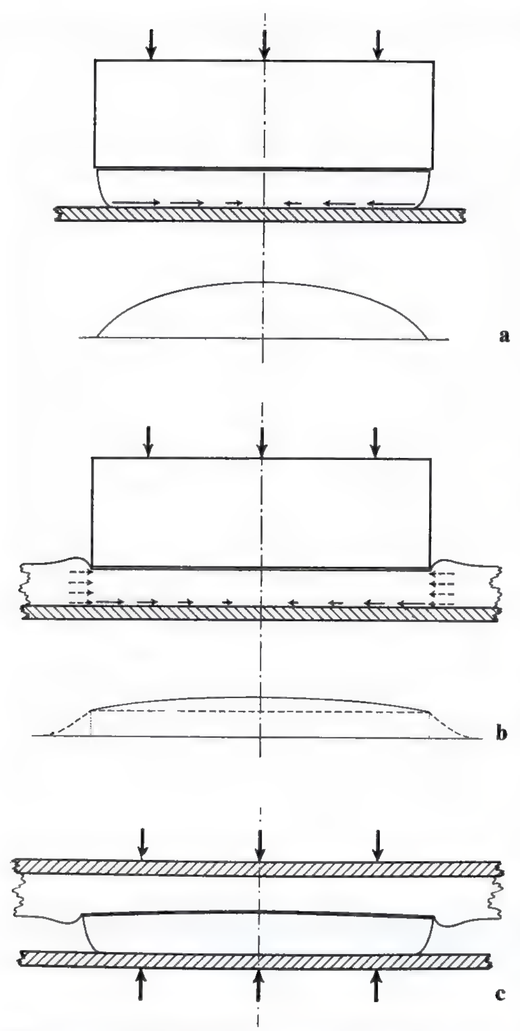


Fig. 24 a–c. Distribution des contraintes de compression dans une plaque élastique comprimée dans différentes conditions. **a** La plaque élastique adhérant solidement au support est comprimée par un piston rigide qui déborde quelque peu son pourtour. Le diagramme, en dessous, indique que les contraintes de compression atteignent leur maximum au milieu et tombent à zéro à la périphérie. **b** La plaque élastique adhérant au support est comprimée par un piston rigide dont la surface comprimante est plus petite que celle de la plaque. Le diagramme des contraintes de compression, en dessous, montre que celles-ci sont maximales à la périphérie. Au milieu par contre, elles sont plus petites que dans l'image précédente. **c** Compression d'une plaque élastique par une deuxième plaque élastique elle aussi, de plus grande surface. Les deux plaques adhèrent fermement à leur support. La petite plaque bombe dans la grande. Explications détaillées dans le texte

de la tête qui déborde la glène n'est pas comprimée et s'oppose à l'expansion centrifuge du matériau. En même temps, la fixation de celui-ci au support (l'os) fait obstacle, comme dans la glène, à l'allongement transversal.

L'allongement transversal du matériau est donc entravé de façon différente pour le cartilage de la tête et pour celui de la glène. Mais le mode d'entrave à l'allongement est important quant à la distribution des contraintes de compression qu'il provoque en direction opposée. De son côté, la distribution des contraintes de compression influence la répartition des déformations dues à la compression. Enfin les directions des allongements principaux dépendent de ces déformations. Il faut donc brièvement envisager ces interdépendances et leur signification pour la méthode expérimentale.

Les deux schémas fig. 24 a et b illustrent comment la distribution des contraintes de compression dépend des différents types d'entrave à l'allongement du cartilage de la glène et de celui de la tête. Chacune des deux plaques élastiques homogènes est comprimée de la même façon par un piston rigide.

Celle de la fig. 24 a correspond au cartilage de la glène. Elle est un peu plus petite que la surface de compression du piston. A l'allongement transversal de la plaque s'oppose la résistance au niveau du support, suivant la direction des flèches. Sa grandeur augmente vers la périphérie. Ceci provoque des contraintes de compression entraînant une augmentation de la pression hydrostatique vers le milieu de la plaque. Grandeur et distribution de la pression hydrostatique sont indiquées dans le diagramme inférieur de la fig. 24 a.

La plaque élastique de la figure 24 b correspond au cartilage de la tête. Elle présente un plus grand diamètre que la surface de compression du piston. Par conséquent, à l'allongement transversal de la zone comprimée s'oppose non seulement la résistance au niveau du support mais aussi celle du matériau non comprimé de la plaque, entourant le piston. Cette dernière résistance provoque des contraintes de compression agissant en direction centripète. Elles ont partout la même grandeur dans la zone comprimée de la plaque élastique. La partie du diagramme

située sous la ligne pointillée de la fig. 24 b l'indique. En même temps, la résistance au niveau du support s'oppose aussi à l'allongement transversal. Si elle agissait seule, elle entraînerait des contraintes de compression de même grandeur et distribution que dans le premier cas (fig. 24 a, diagramme inférieur). Comme l'allongement transversal est entravé simultanément par la résistance du matériau refoulé à la périphérie, la résistance au niveau du support est moindre que dans le premier cas. Par conséquent, les contraintes de compression qu'elle provoque sont proportionnellement plus petites. La partie supérieure du diagramme de la fig. 24 b, audessus de la ligne pointillée, indique leur grandeur et leur distribution. La courbe extérieure limitant l'ensemble du diagramme représente la grandeur et la distribution des contraintes de compression hydrostatiques provoquées par l'ensemble des entraves à l'allongement transversal, dans la zone comprimée de la plaque.

Dans la plaque la plus petite (fig. 24 a), l'augmentation des contraintes de compression vers le centre est donc considérablement plus importante que dans la zone comprimée de la plaque élastique la plus grande (fig. 24 b). Inversement, les contraintes de compression à la périphérie sont plus élevées dans la grande plaque que dans la petite.

La grandeur et la distribution inégales des contraintes de compression dans les deux plaques n'exercent pratiquement aucune influence sur le tassement dû à la compression puisque la surface plane du piston est rigide. Mais la situation change lorsque la plaque est comprimée par un piston élastique, c.-à-d. quand une plaque élastique relativement petite est comprimée par une autre plus grande, elle aussi élastique (fig. 24 c). Dans ce cas, en chaque point de la surface de contact des deux plaques, pression et contre-pression doivent prendre automatiquement la même grandeur, moyenne des valeurs des contraintes de compression qui seraient provoquées dans chacune des deux plaques sous l'effet d'une compression uniformément répartie par la surface plane du piston rigide. Sous l'effet d'une telle compression, de plus grandes contraintes de compression se produisent dans la partie centrale de la petite plaque (voir diagramme fig. 24 a) que dans la partie centrale de la

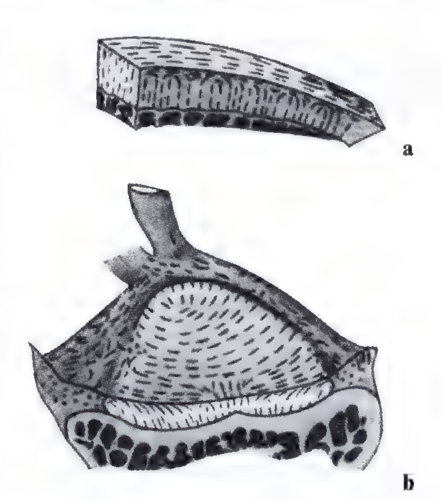


Fig. 25 a et b. a Lignes de fentes à la surface et dans la coupe du cartilage articulaire d'une tête articulaire (condyle fémoral). Les arches fibreuses sont partout perpendiculaires au support (d'après BENNINGHOFF, 1925 b). **b** Lignes de fentes à la surface et dans la coupe du cartilage articulaire de la glène scapulaire. Les arches fibreuses sont de plus en plus inclinées sur le support, du centre vers la périphérie (d'après BENNINGHOFF, 1925 b)

grande plaque qui la recouvre (voir diagramme fig. 24 b). La surface de la petite plaque doit donc un peu bomber et celle de la grande plaque qui lui est opposée se déprimer de façon correspondante. Inversement, à la périphérie, la surface de la grande plaque doit refouler quelque peu celle de la petite plaque puisqu'une compression uniforme provoque des contraintes de compression plus élevées à la périphérie de la grande plaque qu'à celle de la petite plaque. La surface de contact des deux plaques ne reste donc pas plane mais elle bombe légèrement, convexe vers la grande plaque. La fig. 24 c le montre en coupe. Lorsque les deux plaques sont pressées l'une contre l'autre par une poussée uniformément distribuée, la compression exercée sur la petite plaque n'est donc pas répartie uniformément. Elle augmente légèrement du centre vers la périphérie.

La différence d'organisation des éléments résistant à la traction, c.-à-d. du système d'arches formé par les fibrilles collagènes dans le cartilage de la tête et dans celui de la glène, exerce sur la répartition des contraintes et sur celle du tassement dû à la compression une influence analogue à celle qu'entraîne la

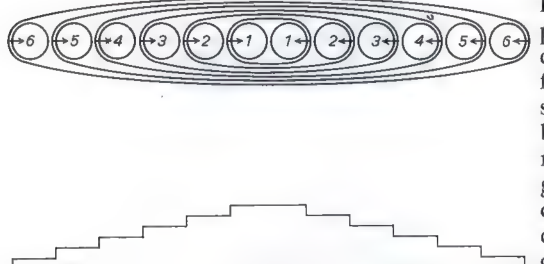


Fig. 26. Schéma de la structure du cartilage hyalin pour expliquer la pression hydrostatique provoquée par les arches de fibres collagènes. Les chiffres 1–6 désignent des sphères cartilagineuses qui sont entourées deux à deux par une courroie de fibres collagènes. Les flèches de même longueur dirigées vers le centre indiquent les contraintes régnant dans les courroies de fibres collagènes. En dessous, le diagramme de la pression hydrostatique provoquée par l'addition de ces contraintes et croissant vers le centre

différence de grandeur de ces deux cartilages.

Dans le cartilage d'une tête articulaire (fig. 25 a), les arches s'ordonnent symétriquement en chaque endroit de la surface, sauf dans une étroite zone périphérique. Dans la zone radiaire, elles sont toutes perpendiculaires à la surface articulaire. Dans le cartilage de la glène (fig. 25 b) par contre, les arches ne sont ordonnées symétriquement que par rapport à un point, le centre de la cavité. Elles ne sont perpendiculaires à la surface que dans une petite zone centrale très limitée. Du centre vers la périphérie, elles s'inclinent de plus en plus vers le bord et sont ainsi dans l'ensemble un peu courbées.

Un schéma (fig. 26) montrera d'abord que les arches par elles-mêmes doivent entraîner une augmentation des contraintes de compression vers le centre de la surface articulaire comprimée.

Les deux systèmes d'arches de la tête et de la cavité ont un point commun. Leur mise sous tension provoque de la pression hydrostatique dans les chondrones qu'ils contiennent. Cette compression augmente vers le centre du cartilage. La fig. 26 le schématise. Supposons que les lignes fermées sur elles-mêmes entourant les cercles soient des courroies résistant à la traction. Elles présentent toutes la même tension. Chacune d'elles tend à déplacer vers le centre les deux sphères qu'elle entoure. Les courroies exercent sur chacune des sphères la même compression en direction horizontale. Cette compression est représentée à la fig. 26 par les petites flèches et sera appelée *a*. La compression *a* que la courroie extérieure provoque dans la sphère désignée par 6 est transmise de celle-ci à la sphère 5. Mais il faut ajouter la compression due à la courroie qui entoure cette sphère 5. C'est donc la compression d'ensemble 2 *a* qui agit sur celle-ci. De la même façon, la compression augmente de sphère en sphère, chaque fois de la quantité *a*. Elle s'accroît ainsi régulièrement vers le milieu et, dans la sphère 1, atteint la valeur 6 *a*. Le diagramme inférieur représente graphiquement l'accroissement de la compression.

Les arches de fibres collagènes du cartilage articulaire agissent sur la distribution de la pression hydrostatique en principe comme

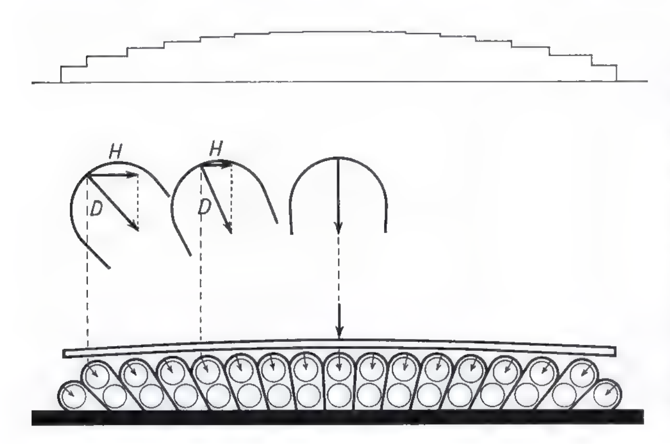


Fig. 27. Schéma de la structure du cartilage articulaire. Grâce à la mise sous tension des arches de fibres collagènes par compression du cartilage, ces arches exercent une pression axiale (*D* dans la représentation du milieu, petites flèches dans le schéma inférieur) sur les sphères cartilagineuses circonscrites. Seules les composantes horizontales *H* de cette compression s'additionnent de la périphérie vers le milieu. Au-dessus, le diagramme de la pression hydrostatique. L'accroissement vers le milieu procède par petites étapes comme à la fig. 26

les courroies résistant à la traction du dessin (fig. 26). Mais la traction des arches dans le cartilage articulaire n'est, en règle générale, pas horizontale (parallèle à la surface) comme dans le schéma (fig. 26). Elle est plus ou moins inclinée par rapport à la surface. Ce n'est donc qu'une composante plus ou moins grande de la tension des arches qui provoque une augmentation de la compression suivant une direction parallèle à la surface. La figure 27 le représente.

Seule la composante *H* de la compression *D* provoquée par la tension propre de l'arche agit horizontalement. La tension sera d'abord supposée avoir partout la même grandeur. La composante *H* est d'autant plus grande que l'arche est plus inclinée par rapport au support. Pour l'arche centrale, perpendiculaire au support, elle est nulle. Plus l'inclinaison de l'arche augmente, du centre à la périphérie, plus grande devient la composante horizontale de compression *H*.

Comme le montre le dessin, les composantes horizontales *H* sont dirigées de la périphérie vers le centre. Elles doivent donc s'additionner dans ce sens. Le diagramme supérieur illustre l'augmentation de la compression horizontale de la périphérie vers le milieu.

En outre, lors de la compression du cartilage articulaire, les arches sont d'autant plus fortement tendues que leur inclinaison est plus grande. Ceci augmente encore la compression horizontale centripète.

Comme il a déjà été mentionné (voir fig. 25), la différence d'inclinaison des arches sur leur support, dans le cartilage de la tête et dans celui du cotyle, revêt une importance décisive pour la distribution de la compression dans le cartilage articulaire. C'est à cause d'elle que l'accroissement centripète de la pression hydrostatique dans le cartilage articulaire diffère fondamentalement dans la tête et dans la cavité.

Ceci sera expliqué plus en détail à l'aide de schémas (fig. 28–30).

La figure 28 a représente le modèle du cartilage de la tête (*K*) non chargé. Il est imaginé comme une plaque élastique plane dans laquelle sont incorporées des arches fibreuses résistant à la traction, perpendiculaires au support. Comme le cartilage de la tête déborde celui de la glène, on utilisera pour la compression un disque plan rigide dont le diamètre est plus petit que celui du modèle.

La figure 28 b montre l'arrangement des arches fibreuses dans le cartilage de la tête après compression uniforme par le disque plan. Les arches, initialement perpendiculaires au support, prennent une petite inclinaison, croissant du milieu vers la périphérie sous l'effet du déplacement horizontal centrifuge du matériau. Cette inclinaison reste petite parce que les arches sont perpendiculaires au support avant la compression et, en outre, parce que le déplacement horizontal est entravé par le matériau non comprimé débordant la plaque comprimante. Par con-

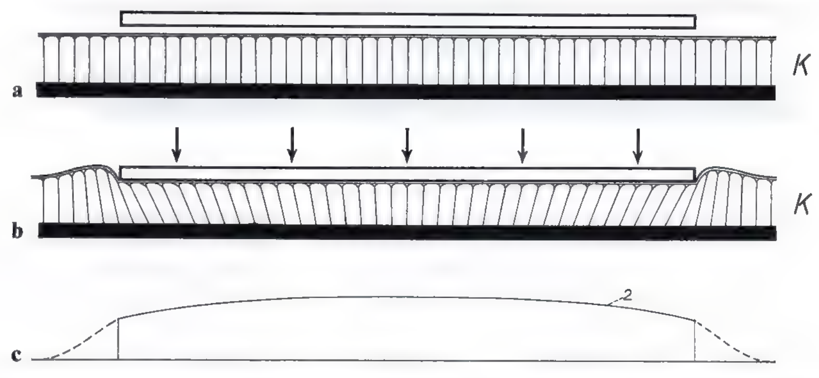


Fig. 28 a–c. Schéma du comportement du cartilage articulaire de la tête humérale comprimé par une plaque rigide. **a** Avant la compression, les arches de fibres collagènes du cartilage de la tête (*K*) sont perpendiculaires au support. **b** En compression, les arches fibreuses s'inclinent et sont ainsi mises sous tension. **c** Diagramme des contraintes de compression hydrostatique se produisant dans le cartilage de la tête mise en compression. Le chiffre 2 se rapporte à la courbe correspondante dessinée à la fig. 30 b

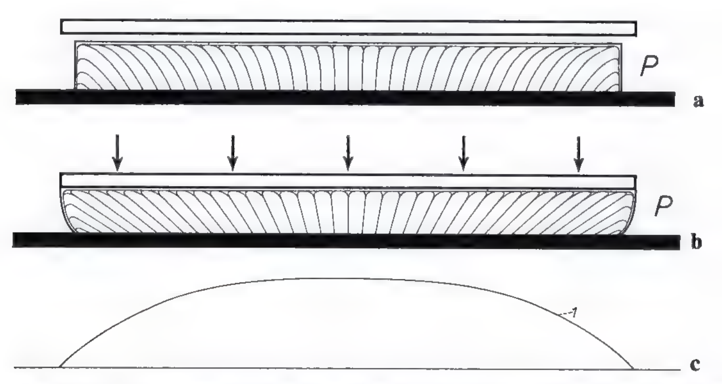


Fig. 29 a–c. Schéma du comportement du cartilage articulaire de la glène scapulaire comprimé par une plaque rigide. **a** Avant la compression, les arches de fibres collagènes du cartilage de la cavité (*P*) présentent déjà une inclinaison de plus en plus grande vers la périphérie. **b** En compression, l'inclinaison des arches fibreuses est accentuée. **c** Diagramme des contraintes de compression hydrostatique se produisant dans le cartilage de la cavité, comprimé. Le chiffre 1 se rapporte à la courbe corrrespondante dessinée à la fig. 30 b

séquent, non seulement la tension produite dans les arches, mais aussi la compression centripète qu'elle provoque sont petites. Ce sont les raisons pour lesquelles la compression n'entraîne dans le cartilage de la tête qu'une augmentation modérée de la pression hydrostatique vers le milieu (diagramme fig. 28 c).

Dans le cartilage de la glène (fig. 29 a), les arches ont une inclinaison sur leur support, croissant du centre vers la périphérie, déjà avant la compression. Celle-ci doit s'effectuer ici avec un disque plan rigide qui déborde latéralement le modèle puisque le cartilage de la glène est complètement recouvert par celui de la tête. Le déplacement horizontal causé par la compression n'est pas entravé par la résistance du matériau circonvoisin. Par conséquent, les arches présentent une inclinaison beaucoup plus grande sous l'effet de la compression dans le cartilage de la glène que dans celui de la tête (fig. 29 b). Non seulement leur tension, mais aussi la composante de compression centripète que cette tension provoque sont donc beaucoup plus grandes que dans le cartilage de la tête. Il se produit ainsi un accroissement relativement beaucoup plus fort de la pression hydrostatique vers le milieu du cartilage de la glène que dans celui de la tête (fig. 29 c).

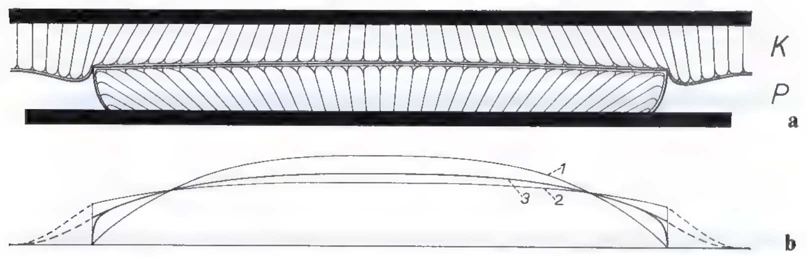


Fig. 30 a et b. Schéma du comportement des arches de fibres collagènes lors de la compression du cartilage de la cavité par celui de la tête. **a** Position des arches fibreuses lorsque les deux cartilages se compriment l'un l'autre. *K* cartilage de la tête; *P* cartilage de la cavité. **b** Diagramme des contraintes de compression hydrostatique se produisant dans les deux cartilages comprimés.

1. Diagramme des contraintes de compression dans le cartilage de la cavité, comprimé par une plaque rigide.
2. Diagramme des contraintes de compression dans le cartilage de la tête, comprimé par une plaque rigide.
3. Diagramme des contraintes de compression dans les deux cartilages lorsque celui de la cavité est comprimé par celui de la tête

Une comparaison du diagramme de la distribution de la pression hydrostatique à la surface du cartilage de la tête (fig. 28 c) avec celui de la fig. 29 c met clairement en évidence cette différence. Dans la partie centrale du cartilage articulaire de la glène, sous une compression uniforme, se produisent des contraintes de compression hydrostatique plus grandes que dans la partie centrale du cartilage de la tête qui lui est opposée. La partie centrale du cartilage de la glène doit donc bomber et refouler quelque peu la partie correspondante de celui de la tête. Inversement, à la périphérie, le cartilage de la tête doit refouler celui de la glène puisque, sous l'effet d'une compression uniforme, des contraintes de compression hydrostatiques plus grandes se produisent à la périphérie du cartilage de la tête qu'a la périphérie de la glène. La surface de contact des deux cartilages articulaires se déforme donc de la façon représentée schématiquement à la fig. 24 c et, en coupe, à la fig. 30 a. La courbe 3 (en dessous de la fig. 30 b) donne la distribution quantitative de la pression hydrostatique. Elle résulte des diagrammes 1 (fig. 28 c) et 2 (fig. 29 c).

Il faut encore considérer l'action du bourrelet glénoïdien constitué d'un anneau de fibres collagènes parallèles au contour de la glène. Il s'oppose au déplacement centrifuge du matériau du cartilage glénoïdien, de la même façon que le matériau entourant la zone comprimée du cartilage de la tête. Grâce à cela, la distribution de la compression dans le cartilage de la glène ressemble de nouveau davantage à celle de la compression dans le cartilage de la tête.

Il est donc justifié de conclure que le cartilage articulaire de la cavité glénoïde subit de la part de celui de la tête humérale une compression qui diminue modérément de la périphérie vers le centre. Elle peut tendre vers une répartition uniforme. Mais en aucun cas elle n'augmente vers le milieu de la cavité.

Par conséquent, dans l'expérience, pour imiter la sollicitation physiologique, le modèle de gélatine du cartilage de la glène doit être comprimé par un disque de verre légèrement concave ou plan. En aucun cas une plaque convexe ne peut être utilisée.

On peut vérifier que les faits correspondent à cette conception grâce à l'expérience suivante. Une compression du modèle de gélatine par un disque légèrement convexe provoque une augmentation de la compression vers le centre de la glène. Il apparaît alors une image des trajectoires fondamentalement différente. Ce type ne fut retrouvé dans aucune image des lignes de fentes! Dans les développements ultérieurs, nous reviendrons en détail là-dessus.

Dimensions du modèle de gélatine

Il reste encore à déterminer si, pour l'expérience, un modèle de gélatine proportionnellement beaucoup plus épais que le cartilage articulaire peut être utilisé. Dans des plaques de gélatine d'épaisseurs différentes, les directions des allongements principaux et des contraintes principales sont les mêmes parce que l'adhérence au support influence la différence entre les allongements principaux dans la même direction à tous les niveaux à partir du support. Seule la grandeur de cette *différence* change aux différents niveaux du modèle. Or elle n'exerce aucun effet sur la *direction* des trajectoires des contraintes et des allongements. On peut donc, sans commettre d'erreur, choisir un modèle relativement épais. Ceci convient pour réaliser l'expérience car les isoclines apparaissent plus clairement dans un modèle de gélatine épais que dans un mince.

Ce raisonnement montre qu'un modèle homogène et isotrope, formé d'un gel de gélatine, d'une hauteur considérable et comprimé par une plaque de verre plane ou légèrement concave, peut être utilisé pour les recherches photo-élastiques.

Les trajectoires des allongements ainsi obtenues dans un modèle de la cavité glénoïde sont représentées à la fig. 31. Une comparaison de cette image des trajectoires (fig. 31 a) avec le parcours des lignes de fentes dans le cartilage de la glène dessiné par Benninghoff (fig. 31 b) montre une concordance presque complète pour tous les points essen-

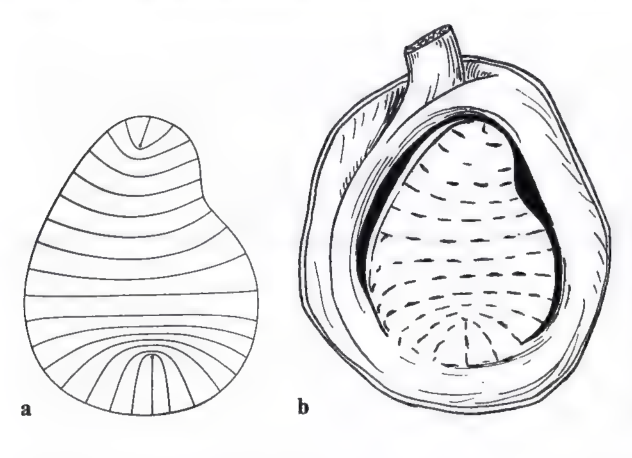


Fig. 31 a et b. **a** Image des trajectoires des allongements se produisant lors de la compression du cartilage de la glène scapulaire obtenue lors d'une expérience sur modèle photo-élastique. **b** Image des lignes de fentes dans le cartilage articulaire de la glène scapulaire d'après BENNINGHOFF (1925 b)

tiels. On ne peut donc plus douter que la couche de fibres tangentielles du cartilage de la glène présente une orientation trajectorielle. Elle constitue la matérialisation d'un champ de contraintes. La valeur mécanique des fibrilles collagènes est donc utilisée de façon idéale pour permettre au cartilage articulaire de résister à la compression.

Variabilité des images des lignes de fentes

L'expérience représentée fig. 31 fournit l'image «typique» des lignes de fentes de la cavité glénoïde. Mais on ne la retrouva que très rarement parmi les 50 cartilages glénoïdiens examinés. Dans la large majorité des préparations anatomiques, apparurent des déviations plus ou moins prononcées par rapport à ce trajet «normal» des lignes de fentes. Ce fut surtout le cas pour les préparations qui, déjà à l'œil nu, montraient des altérations caractéristiques de leur recouvrement cartilagineux, comme par exemple des dépressions, des épaississements localisés ou des zones fibro-cartilagineuses le plus souvent situées au centre. La fig. 32 montre un petit choix d'images des lignes de fentes «anormales». Certaines n'ont rien de commun avec l'image normale.

On se demande si ces images des lignes de fentes déviées représentent elles aussi un système trajectoriel et, dans l'affirmative, si les altérations de l'image trajectorielle normale de la glène scapulaire trouvent une explication dans les particularités anatomiques de la préparation.

Pour répondre à cette question, il fallait d'abord expliquer quels facteurs exercent une influence décisive sur l'image trajectorielle dans des plaques élastiques planes comprimées. Cette question de la théorie de l'élasticité n'avait pas été étudiée jusqu'à présent. On ne pouvait donc s'appuyer sur rien de déjà connu. C'est pourquoi il fallut d'abord établir les fondements théoriques. Trois points surtout devaient être clarifiés :

1. l'influence du *contour* de l'objet d'expérience sur l'image trajectorielle.

2. l'influence de la *distribution de la compression* sur les trajectoires des allongements et

3. l'influence d'une *entrave à l'allongement transversal* comme celle qui est provoquée par le bourrelet glénoïdien dans la glène scapulaire.

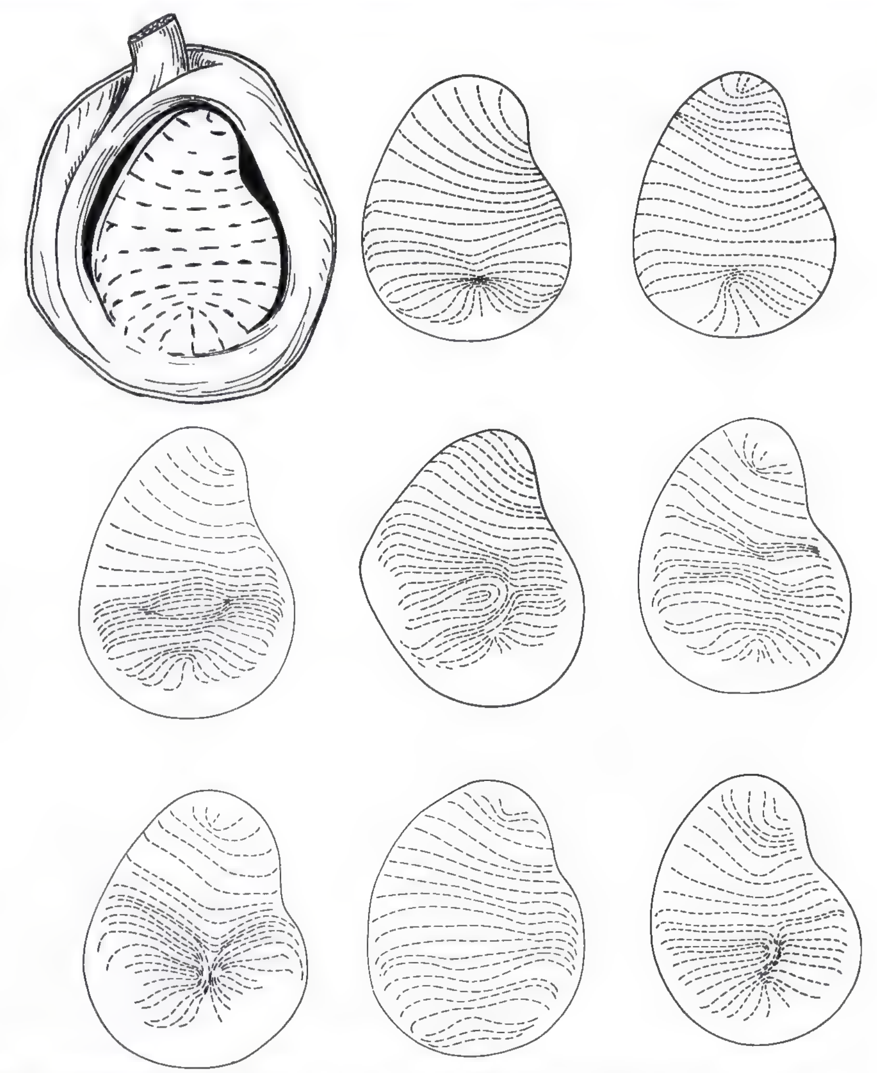


Fig. 32. Différentes images des lignes de fentes trouvées lors de l'analyse de 50 glènes scapulaires. Au-dessus à gauche, à titre comparatif, la figure de BENNINGHOFF (1925 b)

Influence du contour du modèle sur l'image trajectorielle

Si une plaque élastique circulaire est comprimée de façon uniforme par un disque plan rigide, les trajectoires des allongements sont radiaires. Elles convergent vers un point central (fig. 33 a). En photo-élasticité, un tel point est appelé «point singulier». Une plaque carrée donne une image trajectorielle complètement différente (fig. 33 b). Ici les trajectoires des allongements forment des systèmes d'arcs centrés sur les quatre coins. Elles sont tangentes à un point singulier situé au centre.

Si le diamètre ou le côté de ces plaques est allongé dans une seule direction, on obtient une plaque ovale (fig. 33 c) ou rectangulaire (fig. 33 d). Dans les deux cas, le point singulier au centre se divise et les deux moitiés de l'image trajectorielle se séparent, aussi bien celles de la plaque circulaire que celles de la plaque carrée. La zone centrale ainsi deve-

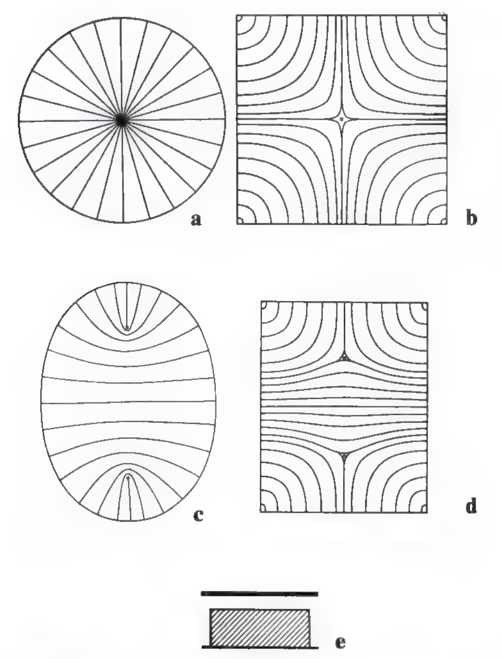


Fig. 33 a–e. Trajectoires des allongements dans des disques élastiques plans de matériau isotrope et homogène, comprimés de façon uniforme. **a** Irradiation des trajectoires des allongements à partir du centre d'un disque circulaire. **b** Dans un disque carré, les trajectoires des allongements forment des arcs tangents à un point singulier répulsif situé au centre. **c** Dans une plaque ovale, les trajectoires des allongements entourent deux points singuliers attractifs. **d** Dans une plaque rectangulaire, les trajectoires des allongements évitent deux points singuliers répulsifs. **e** Schéma du mode de compression. En hachuré: modèle de gélatine; en noir: plaque de verre plane servant à la compression

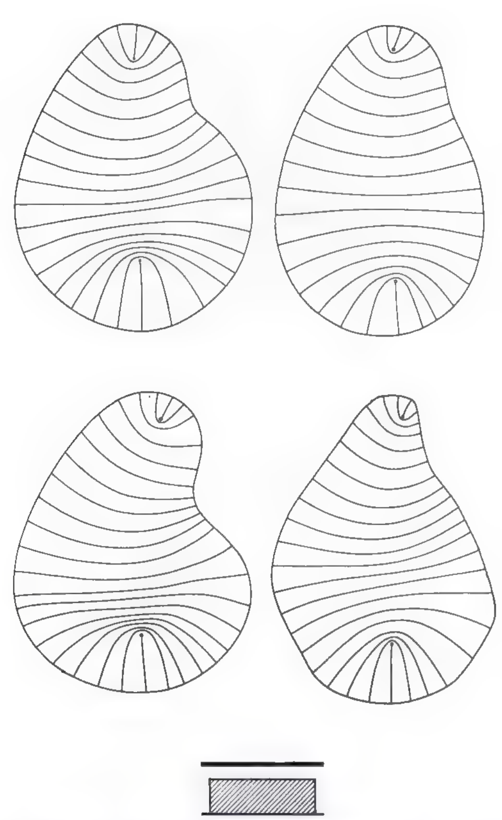


Fig. 34. Trajectoires des allongements dans des modèles du cartilage de la glène scapulaire, de contours différents. Les trajectoires sont en principe les mêmes dans les quatre images. Le schéma inférieur montre que la compression a été exercée par une plaque de verre plane

nue libre est remplie de trajectoires qui relient entre eux les deux longs côtés.

Les points singuliers sont essentiellement différents dans la plaque rectangulaire et dans la plaque ovale. Ceci revêt une importance décisive pour l'appréciation de l'image trajectorielle.

Dans la plaque ovale, ils sont contournés par les trajectoires. C'est la raison pour laquelle on les désigne sous le nom de points singuliers «attractifs». Dans la plaque rectangulaire, les trajectoires présentent leur convexité aux points singuliers, elles «les évitent». C'est pourquoi ces points sont appelés points singuliers «répulsifs». Chaque image trajectorielle est clairement déterminée par le type et la situation de ses points singuliers.

En ce qui concerne l'image trajectorielle, la cavité glénoïde offre les mêmes particularités morphologiques que la plaque ovale (fig. 33 c), c.-à-d. une forme allongée et deux extrémités arrondies. Par conséquent, l'image trajectorielle du modèle de la glène scapulaire (voir fig. 31 a) correspond, pour tous les points essentiels, à celle de la plaque ovale (voir fig. 33 c), particulièrement en ce qui concerne le type et la situation des points singuliers.

Aussi longtemps que la forme générale du cartilage de la glène scapulaire est mainte-

nue, des déviations par rapport au contour normal de cette cavité n'exercent aucune influence notable sur l'image trajectorielle. La juxtaposition des images trajectorielles de modèles du cartilage de la glène larges, irrégulièrement délimités ou étroits, le démontre. Les déviations éventuelles par rapport au contour de la cavité glénoïde normale ne peuvent donc pas être responsables de l'image trajectorielle anormale.

Influence de la distribution de la compression sur l'image trajectorielle

Il fallait vérifier l'influence de la distribution de la compression sur le parcours des trajectoires dans des plaques planes. Dans ce but, la compression du modèle de gélatine fut effectuée:

1. avec un *disque de verre plan.* On obtient ainsi une distribution uniforme de la compression.

2. avec le côté *concave* d'un *verre de montre bombé.* Ainsi la compression augmente du milieu vers la périphérie.

3. avec le côté *convexe* d'un *verre de montre.* La compression est alors maximale au centre et diminue vers la périphérie.

Dans les figures, un schéma indique chaque fois le type de compression.

L'analyse fut d'abord réalisée pour des formes géométriques régulières.

Une compression uniforme d'une plaque de gélatine circulaire donne l'image déjà décrite de trajectoires irradiant d'un point central (fig. 35 a). Dans la même figure, le schéma inférieur indique qu'on obtient exactement la même image trajectorielle en comprimant avec un verre de montre concave, c.-à-d. lorsque la compression augmente légèrement vers la périphérie.

Si, au contraire, la compression est plus grande au milieu qu'au bord, ce qu'on réalise avec le côté convexe d'un verre de montre, les trajectoires des allongements suivent un trajet complètement différent (fig. 35 b). Elles forment maintenant un système de cercles concentriques.

La différence de distribution de la compression exerce une influence analogue sur l'image trajectorielle de la plaque ovale. Distribution uniforme et compression augmentant vers la périphérie donnent essentiellement la même image trajectorielle que celle décrite précédemment (fig. 36 a). Lors de la compression avec le côté concave d'un verre de montre, les deux points singuliers attractifs sont seulement un peu déplacés vers le milieu (fig. 36 b). Si par contre la compression est plus grande au milieu qu'à la périphérie, c.-à-d. si elle est effectuée avec le côté convexe d'un verre de montre, les trajectoires forment des ellipses autour de deux points singuliers attractifs qui se trouvent sur l'axe le plus court de la plaque ovale et ne sont pas très éloignés de la périphérie (fig. 36 c).

Dans le modèle du cartilage de la glène scapulaire, on reconnaît fondamentalement la même interdépendance entre les trajectoires et le mode de compression. L'image trajectorielle «normale» se retrouve aussi bien pour une compression uniformément distribuée par un disque plan que pour une compression augmentant vers la périphérie, obtenue avec le côté concave d'un verre de montre (fig. 37 a, b). Si le maximum de com-

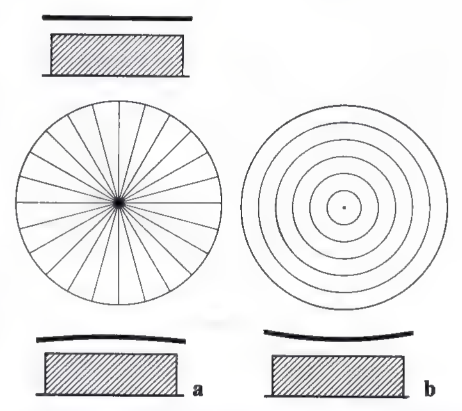


Fig. 35 a et b. Relation entre l'image des trajectoires des allongements et le type de compression. **a** Compression d'une plaque de gélatine circulaire par une plaque de verre plane (schéma supérieur) et par une plaque de verre concave (schéma inférieur). Les trajectoires des allongements irradient du centre de la plaque. **b** Compression d'une plaque de gélatine circulaire par un disque de verre convexe. Les trajectoires des allongements entourent concentriquement le centre de la plaque

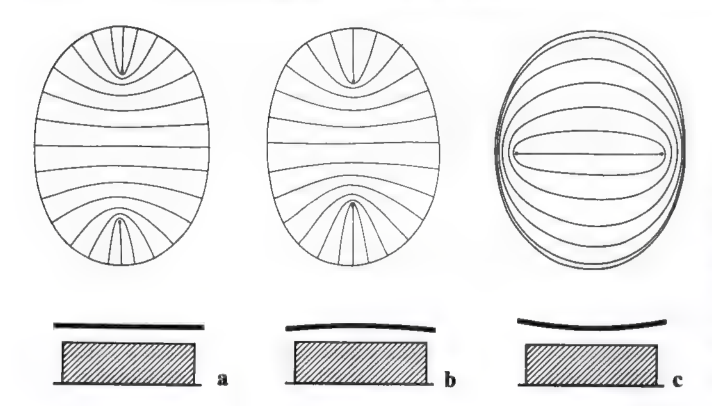


Fig. 36 a–c. Relation entre l'image des trajectoires des allongements et le type de compression dans une plaque ovale. **a** Compression par une plaque plane. **b** Compression par une plaque concave. **c** Compression par une plaque convexe. Explications détaillées dans le texte

pression s'exerce au milieu, il en résulte une orientation des trajectoires des allongements dont l'arrangement est directement comparable au modèle de gélatine de la fig. 36 c, sollicité de la même façon (fig. 37 c). Une petite différence consiste en ce que les deux points singuliers attractifs se trouvent tout à fait à la périphérie. Cette image trajectorielle n'a plus rien de commun avec celle des lignes de fentes de la glène scapulaire et ne fut retrouvée dans aucun des réseaux de lignes de fentes pathologiques.

En ce qui concerne la sollicitation du cartilage de la glène, il faut en conclure que la compression de la cavité par la tête articulaire est plus petite ou, tout au plus, égale au milieu qu'à la périphérie. Elle ne peut jamais être plus grande au milieu qu'à la périphérie.

De même, une compression augmentant uniformément d'une extrémité du modèle à l'autre exerce une influence caractéristique sur les trajectoires des allongements. La fig. 38 a représente l'image trajectorielle dans une plaque de gélatine ovale comprimée par une plaque de verre cunéiforme, de façon à ce que la compression augmente progressivement de haut en bas. La comparaison avec l'image trajectorielle obtenue sous compression uniforme montre que les deux points singuliers attractifs sont déplacés vers le haut. Ils s'éloignent donc du côté de la compression maximale en direction de celui où la compression est minimale. En principe, les trajectoires des allongements dans un modèle de gélatine de la glène scapulaire comprimé par une plaque cunéiforme présentent la même modification (fig. 39). La fig. 39 a permet la comparaison avec l'image trajectorielle obtenue en comprimant avec une plaque de verre plane. A la fig. 39 b, le modèle fut comprimé par une plaque cunéiforme de sorte que la compression augmentât suivant

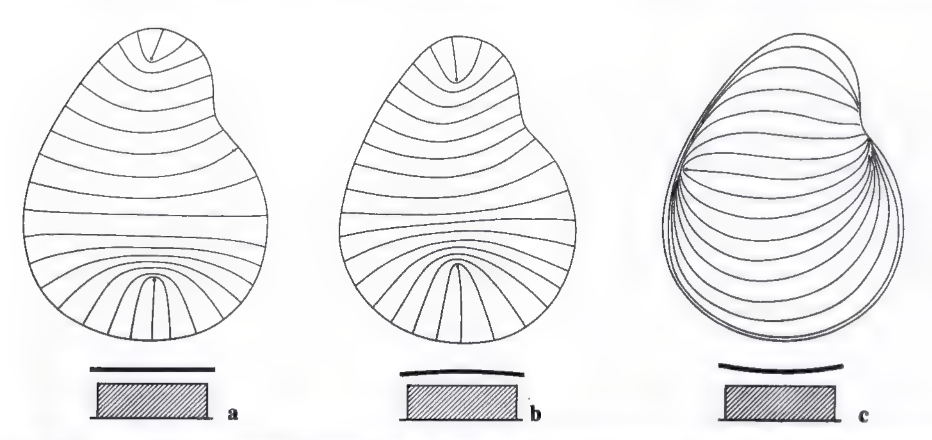


Fig. 37 a–c. Relation entre l'image des trajectoires des allongements et le type de compression dans un modèle de la glène scapulaire. **a** Compression par une plaque plane. **b** Compression par une plaque concave. **c** Compression par une plaque convexe. Explications détaillées dans le texte

son axe longitudinal, vers l'extrémité inférieure, la plus large. Comme dans le modèle ovale de gélatine (fig. 38 a), les deux points singuliers sont ici aussi déplacés vers l'extrémité supérieure, dans la direction de la compression la plus petite. A la fig. 39 c, la compression diminuait du bord convexe du modèle de la cavité vers le bord concave, suivant l'axe transversal. Ici de même, les deux points singuliers sont déplacés vers la droite, vers le côté concave, dans la direction de la compression minimale.

De tels déplacements des points singuliers permettent de conclure à une distribution non uniforme de la compression. Ils furent souvent trouvés dans les images des lignes des fentes des cartilages de la glène examinés (fig. 40 a, c).

Ensuite on rechercha quelle influence une diminution ou une élévation locale de la compression exerce sur l'image trajectorielle normale (fig. 41 a–c). Dans ce but, on pourvut le modèle de gélatine, une fois d'une excavation ou d'un trou, une autre fois d'une élévation locale.

La fig. 41 a présente de nouveau, à titre comparatif, l'image trajectorielle de la plaque

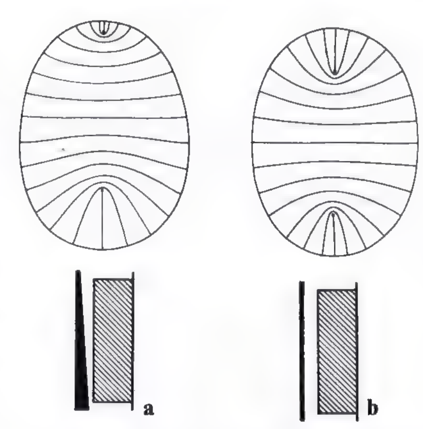


Fig. 38 a et b. Effet d'une compression croissant d'un côté, sur les trajectoires des allongements. **a** Compression s'accroissant de haut en bas suivant l'axe longitudinal d'une plaque ovale (indiquée par la forme en coin de la plaque de compression noire dans le schéma inférieur). Les deux points singuliers attractifs sont déplacés dans la direction de la compression minimale (ici vers le haut de l'image). **b** Image trajectorielle normale de la plaque de gélatine subissant une compression uniforme, à titre comparatif

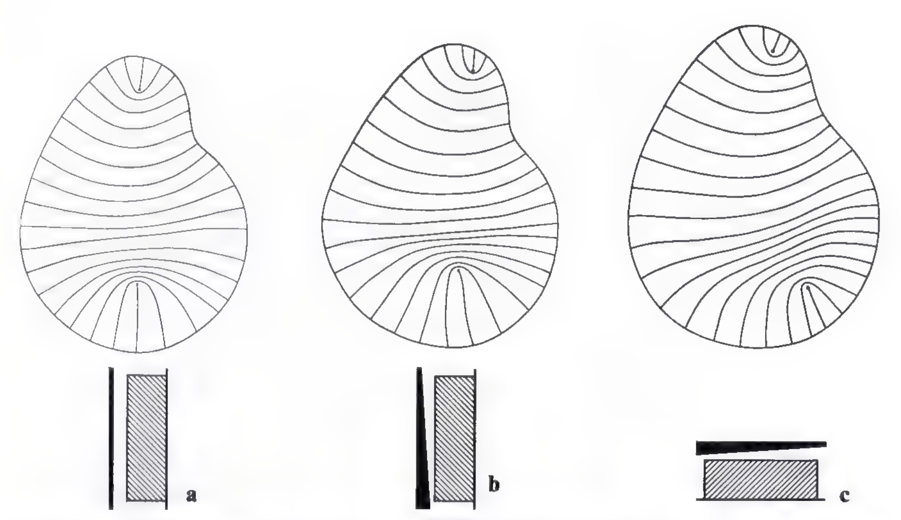


Fig. 39 a–c. Effet d'une compression croissant linéairement d'un côté à l'autre, sur l'image des trajectoires des allongements dans un modèle de gélatine du cartilage de la glène scapulaire. **a** Image normale sous compression uniforme. **b** Compression croissant de haut en bas en direction longitudinale. **c** Compression croissant de droite à gauche en direction transversale. Dans les deux cas, les points singuliers sont déplacés en direction de la compression minimale

ovale soumise à une compression uniforme. Une excavation peu profonde, représentée en pointillés à la fig. 41 b, provoque une *diminution bien circonscrite* de la compression. Celle-ci dévie les trajectoires des allongements de leur direction normale pour les rapprocher du milieu de l'excavation et déplace les points singuliers attractifs dans la même direction.

Si une excavation plus profonde est creusée dans le modèle, la compression à son niveau est encore plus fortement diminuée (fig. 41 c). Les trajectoires sont davantage déviées de leur trajet original vers le centre de cette zone déchargée. Maintenant, un point singulier attractif et, en dehors de celui-ci, un point singulier répulsif apparaissent en outre aux bords supérieur et inférieur de l'excavation.

Si, à l'extrême, au lieu d'une excavation on crée un trou perforant le modèle, les trajectoires convergent à angle droit vers la périphérie de ce trou (fig. 41 d). Au-dessus de celui-ci, on trouve ici aussi un point singulier répulsif.

De la même façon, on analysa l'effet d'une *élévation* locale de la compression sur l'image trajectorielle. Dans ce but, le modèle ovale fut pourvu d'une saillie adéquate de gélatine. À la fig. 41 a, un pointillé délimite la petite saillie au milieu du modèle. Dans la zone de celle-ci, les trajectoires forment des ellipses. Au voisinage de chacun de leurs foyers, se trouve un point singulier attractif. A cet endroit, on retrouve essentiellement la même image que celle apparue à la fig. 36 c, sous l'effet d'une augmentation de la compression vers le milieu du modèle. Cette zone est en quelque sorte incorporée dans l'image trajectorielle normale sous compression uniforme (fig. 41 a). A sa limite se trouve un point singulier répulsif de chaque côté sur l'axe transversal du modèle.

Des modèles de gélatine présentant le même contour que la glène scapulaire, soumis à une compression non uniforme, montrent essentiellement les même trajectoires des allongements que les modèles ovales sollicités de façon analogue et représentés à la fig. 41.

La fig. 42 a représente un modèle de la glène scapulaire avec une excavation circulaire peu profonde, dans sa partie inférieure, large. Cette excavation est délimitée par un

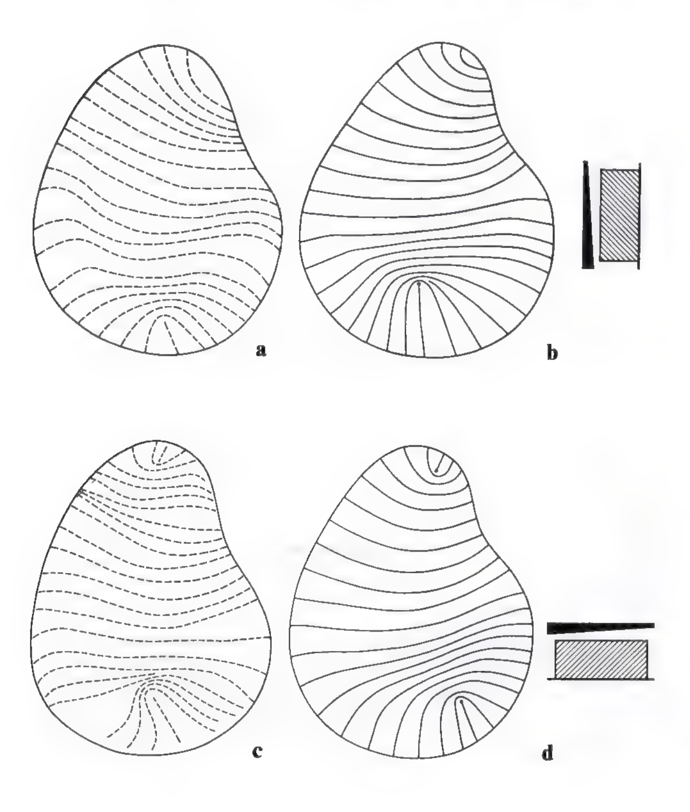


Fig. 40 a–d. Deux glènes scapulaires sous compression non uniforme. **a** Image des lignes de fentes d'une glène scapulaire dans laquelle les points singuliers sont déplacés vers l'extrémité supérieure de la cavité. **b** L'expérience photo-élastique montre qu'on obtient un déplacement des points singuliers attractifs du même type si la compression s'accroît vers l'extrémité inférieure de la cavité. **c** Image des lignes de fentes d'une glène scapulaire dans laquelle les points singuliers sont déplacés vers la droite par rapport à la normale. **d** L'expérience photo-élastique correspondante montre une image similaire des trajectoires des allongements lorsque la compression s'accroît vers le bord gauche du modèle

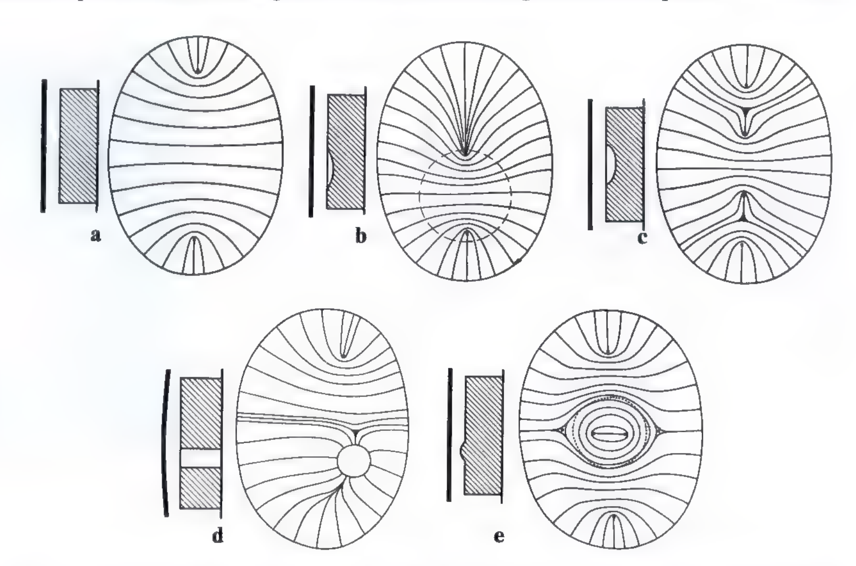


Fig. 41 a–e. Effet de défects ou d'épaississements de la surface du modèle, sur l'image des trajectoires des allongements. **a** Image trajectorielle normale d'une plaque de gélatine ovale comprimée par un disque de verre plan. **b** Effet sur les trajectoires, d'une excavation peu profonde à la surface du modèle. Les trajectoires des allongements sont attirées dans l'excavation et se resserrent l'une contre l'autre dans cette zone. **c** Effet d'une excavation plus profonde à la surface du modèle. En outre, apparaissent deux points singuliers attractifs et deux répulsifs. **d** Effet sur les trajectoires d'un trou dans le modèle de gélatine. Les trajectoires aboutissent perpendiculairement à la périphérie du trou. Dans son voisinage apparaît un point singulier répulsif. Compression à l'aide d'un disque concave. **e** Effet sur les trajectoires d'une saillie de gélatine arrondie à la surface du modèle. Dans la zone de la saillie, les trajectoires des allongements entourent deux points singuliers attractifs. De chaque côté de la saillie apparaît un point singulier répulsif

cercle pointillé. Les trajectoires des allongements y sont attirées et se ramassent dans la zone où se trouve l'excavation. Le point singulier attractif inférieur est déplacé vers le centre de celle-ci par rapport à l'image normale.

Si la surface du modèle est creusée d'une excavation plus profonde (fig. 42 b), le rapprochement des trajectoires dans l'excavation est encore plus net. Au bord supérieur du creux apparaît en outre un point singulier attractif et, au-dessus de celui-ci, un répulsif. Cette image est comparable à la fig. 41 c en ce qui concerne le trajet général des trajectoires.

Si l'excavation présente une forme ovale orientée longitudinalement dans la partie large de la glène (fig. 42 c), deux points singuliers attractifs y apparaissent. Ils se trouvent à peu près sur l'axe transversal de l'excavation. Au-dessus de celle-ci, on observe de nouveau un point singulier répulsif. Dans la partie supérieure, étroite, de la glène, les trajectoires présentent à peu près l'image normale.

Si le modèle de la glène présente un trou au lieu d'une excavation (fig. 42 d), les trajectoires des allongements dans la zone du trou convergent perpendiculairement au bord de celui-ci. Au-dessus de cette zone, apparaît de nouveau un point singulier répulsif. Il se trouve près de la limite de la partie étroite de la glène, dans laquelle les trajectoires sont presque normales.

Un épaississement localisé du modèle de gélatine dans la partie large de la glène provoque en principe la même modification de l'image trajectorielle que dans le modèle à contour ovale (voir fig. 41 e). Si cet épaississement de la plaque de gélatine consiste en un dépôt cunéiforme dont la base se trouve au bord gauche du modèle (en pointillé dans la fig. 42 f), un point singulier attractif supplémentaire apparaît dans la zone de ce dépôt. En dehors de lui se trouve en outre un point singulier répulsif.

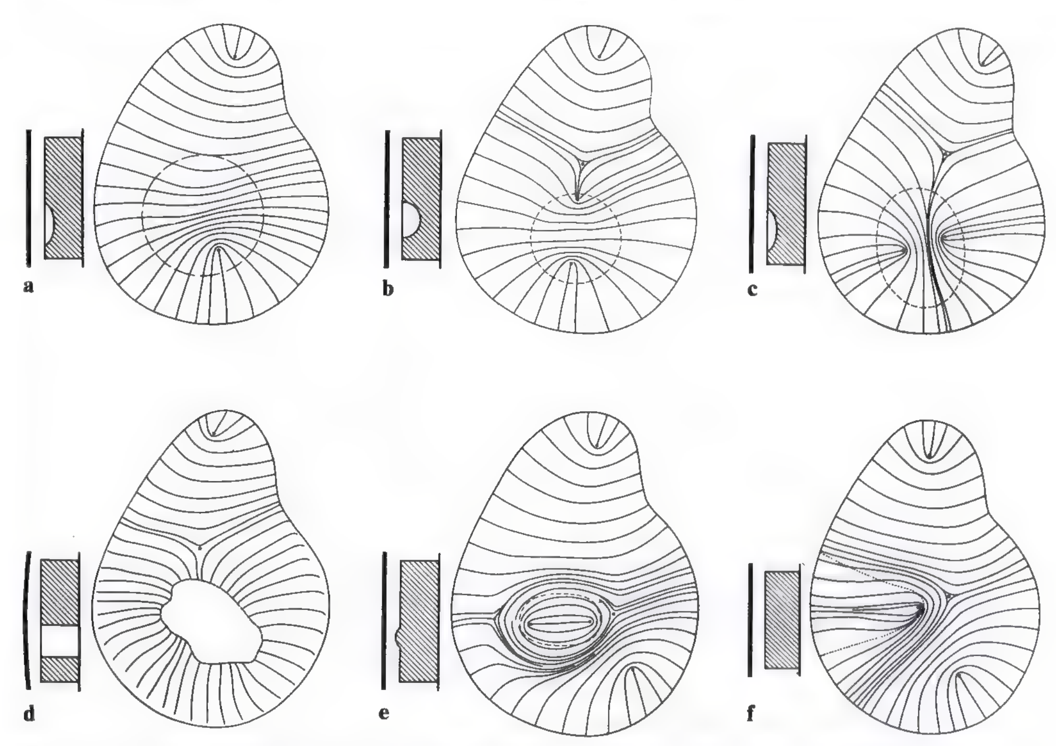


Fig. 42 a–f. Effet sur les trajectoires, de défects et de saillies à la surface d'un modèle de gélatine de la glène scapulaire, comprimé. **a** Excavation circulaire peu profonde dans la partie inférieure, large, de la cavité. **b** Excavation circulaire plus profonde dans la partie inférieure, large, de la cavité. **c** Excavation ovale peu profonde dans la partie large de la cavité. **d** Trou à limites irrégulières dans la partie large de la cavité. **e** Saillie ovale au centre de la partie large de la cavité. **f** Saillie cunéiforme dont la base se situe au bord gauche du modèle. Explications détaillées dans le texte

Images des lignes de fentes dans des cavités glénoïdes avec des altérations du cartilage articulaire

Ces notions, obtenues d'abord de façon purement théorique, seront maintenant vérifiées à l'aide des images des lignes de fentes dans quelques préparations anatomiques de la glène scapulaire.

Dans une glène scapulaire dont le revêtement cartilagineux présente une grande excavation circulaire s'étendant sur une large zone (fig. 43 a), les lignes de fentes se ramassent étroitement dans la zone de cette excavation (fig. 43 b). L'expérience sur modèle correspondant, avec excavation dans la partie large de celui-ci (fig. 43 c), fait apparaître une image des trajectoires des allongements parfaitement analogue quant à ses traits caractéristiques.

Une autre préparation anatomique (fig. 44 a) montre, au centre de la partie large de la glène, une zone plus étendue de fibrocartilage ramolli, irrégulièrement délimitée, dont la consistance se différencie tellement du tissu circonvoisin qu'elle agit pratiquement comme un trou dans le cartilage articulaire. Par conséquent, les lignes de fentes dans le cartilage convergent partout perpendiculairement à la périphérie de cette zone ramollie. L'expérience photo-élastique sur un modèle de gélatine dans lequel un gros trou, à bords irréguliers, a été creusé à l'endroit correspondant, montre des trajectoires des allongements (fig. 44 b) coïncidant jusque dans les détails avec l'image des lignes

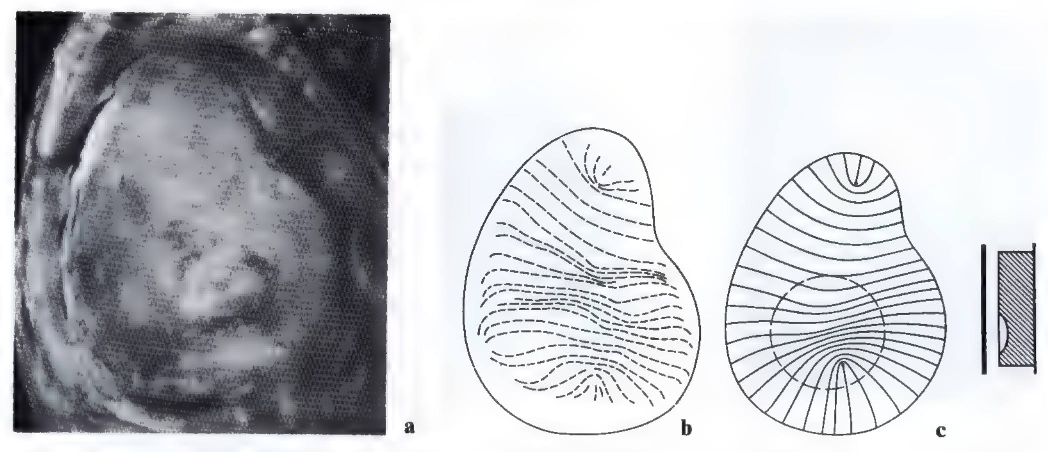


Fig. 43 a–c. Glène scapulaire avec excavation peu profonde dans sa partie inférieure, large. **a** Vue de la préparation anatomique. **b** Schéma de l'image des lignes de fentes. **c** Expérience sur modèle photo-élastique correspondant. Les lignes de fentes s'ordonnent en principe en direction des trajectoires des allongements

de fentes (fig. 44 a). Le point singulier répulsif, situé au-dessus du trou dans l'image trajectorielle, peut se localiser clairement dans l'arrangement des lignes de fentes, au bord supérieur du défect cartilagineux.

Particulièrement intéressante est une glène scapulaire dont le cartilage articulaire présente une dénivellation peu profonde dans sa partie large et, au-dessus de celle-ci, un trou ne traversant pas toute l'épaisseur du cartilage (fig. 45 a). Les lignes de fentes de cette préparation se rapprochent dans la zone de la dénivellation et rayonnent perpendiculairement à la périphérie du petit trou (fig. 45 c). Le modèle de gélatine préparé pour lui correspondre (fig. 45 b) fait apparaître une image des trajectoires des allongements qui correspond à l'arrangement des lignes de fentes jusque dans les moindres détails (fig. 45 d). Les trajectoires des allongements sont perpendiculaires à la périphérie du trou. Au-dessus et en dessous du défect se trouve un point singulier répulsif, comme dans l'image des lignes de fentes. Dans la dénivellation située à la partie inférieure, large, de la glène, les trajectoires des allongements se pressent les unes contre les autres. Elles sont en quelque sorte attirées par la dénivellation. Dans la partie supérieure, étroite, du modèle, elles correspondent à l'image trajec-

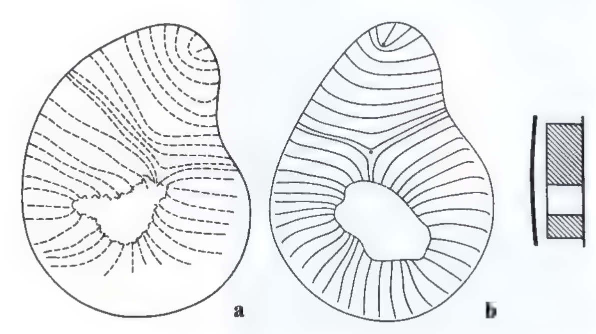


Fig. 44 a et b. Glène scapulaire avec centre fibro-cartilagineux ramolli au niveau duquel on ne pouvait plus mettre en évidence les lignes de fentes. **a** Schéma de l'image des lignes de fentes. Celles-ci atteignent la périphérie du défect cartilagineux à angle droit. **b** Image des trajectoires des allongements dans un modèle de la glène pourvu d'un grand trou à limites irrégulières dans sa partie large. Les trajectoires ressemblent à l'image des lignes de fentes voisine, pour toutes les caractéristiques essentielles

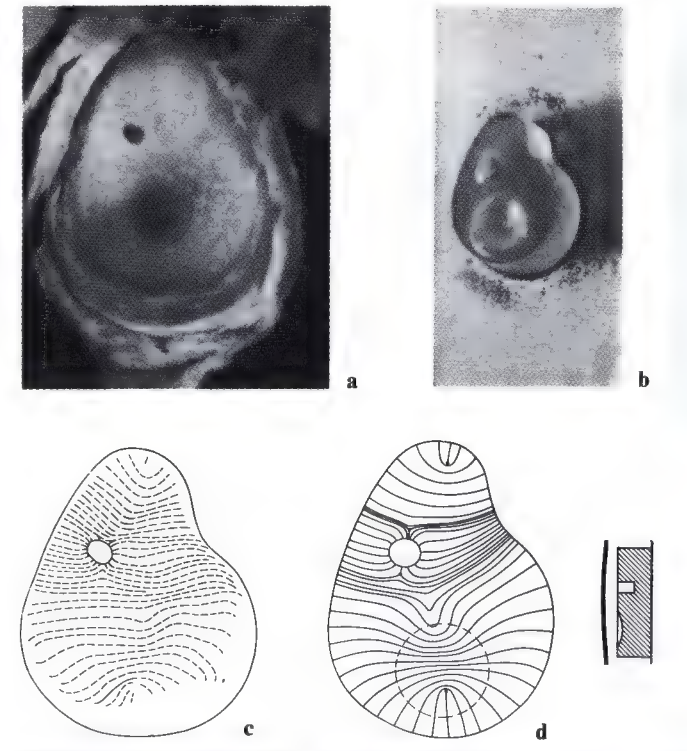


Fig. 45 a–d. En même temps, défect profond et excavation peu profonde dans le cartilage de la glène. **a** Vue de la préparation anatomique. **b** Modèle de gélatine de forme correspondante. **c** Image des lignes de fentes de la préparation. **d** Trajectoires des allongements dans le modèle photo-élastique. A droite, schéma du mode de mise en charge lors de l'expérience sur modèle. L'image des trajectoires des allongements ressemble à celle des lignes de fentes jusque dans les détails

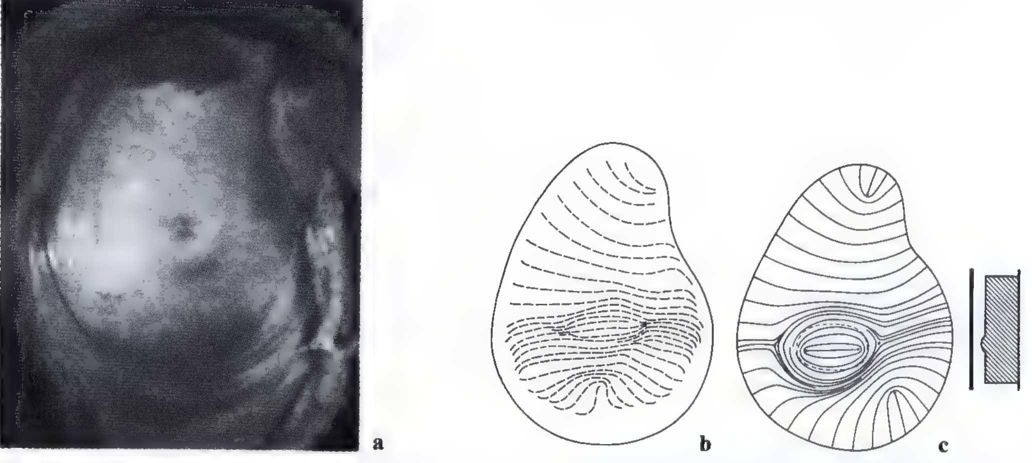
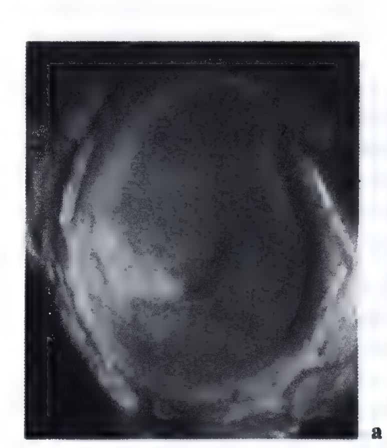


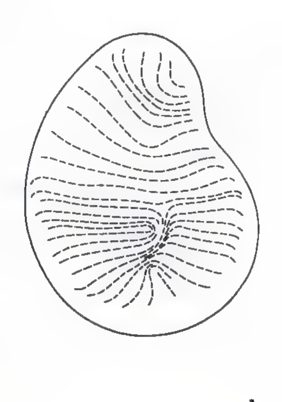
Fig. 46 a–c. Petit épaississement du cartilage articulaire au voisinage du centre de la glène. **a** Vue de la préparation anatomique. **b** Schéma de l'image des lignes de fentes. **c** Image des trajectoires des allongements dans le modèle photo-élastique. A côté, à droite, schéma du mode de mise en charge. Dans la zone de l'épaississement, les trajectoires forment des ellipses autour de deux points singuliers attractifs

torielle normale du modèle de la glène scapulaire avec – comme dans l'image des lignes de fentes – un point singulier attractif quelque peu déplacé vers la droite.

De même un *épaississement local* du revêtement cartilagineux entraîne une altération caractéristique de l'image des lignes de fentes. La fig. 46 a est la photographie d'une glène scapulaire avec un épaississement local du cartilage articulaire, situé au centre, dans la partie large de la glène. La fig. 46 b donne l'image des lignes de fentes. La fig. 46 c montre les trajectoires des allongements dans un modèle de gélatine qui, à l'endroit adéquat, présente une élévation localisée. Dans la zone de cette élévation qui provoque une augmentation circonscrite de la compression, apparaissent deux points singuliers attractifs entourés de trajectoires des allongements elliptiques (aussi fig. 41 e et 42 e). L'agencement des lignes de fentes dans cette zone suit le même principe (fig. 46 b).

Dans d'autres cas, la glène scapulaire présentait un épaississement du revêtement cartilagineux, ayant la forme d'un coin dont la base se trouvait à son bord (fig. 47 et 48). Une image des lignes de fentes dans le cartilage glénoïdien avec épaississement cunéiforme à large base montre un point singulier attractif au voisinage du sommet du coin et, en dehors de celui-ci, un point singulier répulsif (fig. 47 b). Le modèle de gélatine pourvu d'un épaississement correspondant et comprimé par un disque de verre plan (fig. 47 c) fait apparaître une image des trajectoires des allongements semblable pour tous les traits essentiels. Ici aussi, un point singulier attractif se trouve au voisinage du sommet de l'épaississement cunéiforme et, un peu plus loin en dehors, un point singulier répulsif. En outre, l'image des lignes de fentes, tout comme celle des trajectoires du modèle de gélatine, fait apparaître un déplacement des deux points singuliers attractifs, en haut et en bas de la cavité, vers la droite, en direction de la diminution de la compression (comparer avec fig. 40). Un épaississement cunéiforme du cartilage de la glène scapulaire du même genre mais toutefois avec une base plus étroite (fig. 48 a) provoque une image des lignes de fentes très analogue (fig. 48 b). Ici aussi un point singulier attractif se reconnaît au sommet du coin. Devant lui se trouve un point singulier répulsif. L'expérience correspondante sur modèle (fig. 48 c) donne de nouveau des trajectoires des allongements concordant avec toutes les caractéristiques de l'image des lignes de fentes. La seule différence avec la fig. 47 c consiste en ce que les points singuliers attractif et répulsif causés par l'épaississement cunéiforme se sont extrêmement rapprochés l'un de l'autre.





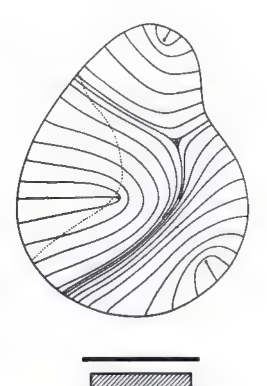


Fig. 47 a–c. Epaississement cunéiforme du cartilage articulaire à partir du bord. **a** Vue de la préparation anatomique. **b** Schéma de l'image des lignes de fentes. **c** Trajectoires des allongements dans le modèle photo-élastique. Du fait de l'épaississement, à l'image normale s'ajoutent un point singulier attractif et un répulsif, clairement reconnaissables tous deux dans l'image des lignes de fentes

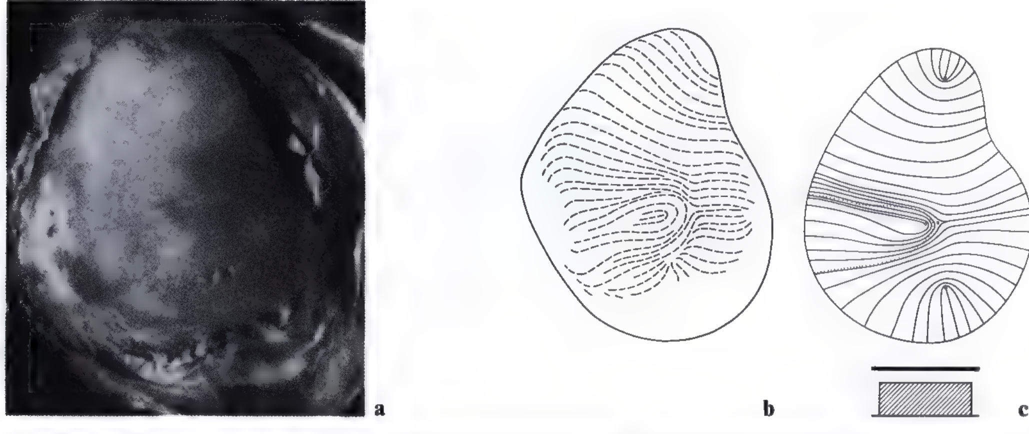


Fig. 48 a–c. Epaississement cunéiforme plus étroit du cartilage articulaire à partir du bord. **a** Vue de la préparation anatomique. **b** Schéma de l'image des lignes de fentes. **c** Trajectoires des allongements dans le modèle photo-élastique correspondant. Cette image est en principe du même type que la fig. 47

Influence d'une saillie de la glène sur les trajectoires des allongements

Souvent le fond osseux de la glène présente une élévation en son milieu. Au-dessus de celle-ci, le cartilage est plus mince que dans le reste de la cavité articulaire. L'effet de cette saillie osseuse sur l'image des trajectoires représente un cas spécial de distribution inégale de la compression. Il sera traité à part et d'abord expliqué par une expérience sur modèle.

Si le support sur lequel le modèle de gélatine est coulé possède une élévation rigide en son centre et si l'on comprime à l'aide du disque de verre plan, les trajets des contraintes principales ne montrent pas de déviation essentielle par rapport aux trajectoires dans l'expérience de base, sans cette saillie.

Mais cette observation ne concorde pas avec l'image des lignes de fentes dans la préparation anatomique correspondante. Le raisonnement théorique prévoit déjà que, dans ce cas spécial, il ne faut pas du tout s'attendre à une concordance puisque la compression avec une plaque de verre ne correspond pas *ici* aux conditions physiologiques de mise en charge. Contrairement à toutes les expériences décrites jusqu'à présent, la sollicitation physiologique du cartilage glénoïdien en présence d'une saillie du fond osseux de la cavité ne peut pas être imitée par compression avec une plaque de verre rigide. L'effet spécifique de la saillie osseuse de la glène sur les trajectoires des allongements n'apparaît que lorsque le cartilage glénoïdien est comprimé par le cartilage *élastique* de la tête. Le raisonnement théorique suivant le démontre.

Les fig. 49 a et b indiquent d'abord l'influence de la saillie sur la distribution de la compression dans une plaque de gélatine comprimée par un disque de verre plan. Une compression uniforme écrase le volume de gélatine au-dessus de la saillie du support, d'une quantité Δ délimitée par les lignes joignant les points *a–b–d–c* (fig. 49 a). Puisque la compression diminue la hauteur de la couche de gélatine, celle-ci, à volume constant, doit s'allonger transversalement de façon correspondante. La gélatine *x–y–d–c* (fig. 49 a) qui se trouve initialement au-dessus de la saillie du support devient *x–y–b'–a'* (fig. 49 b) après la compression. Pour une même compression, le volume de gélatine repoussé *a–b–d–c* (fig. 49 a) est le même, que le support présente une saillie ou non. De ce fait, l'allongement transversal de la gélatine provoqué par la compression doit se faire fondamentalement de la même façon, qu'il y ait une saillie du support ou qu'il n'y en ait

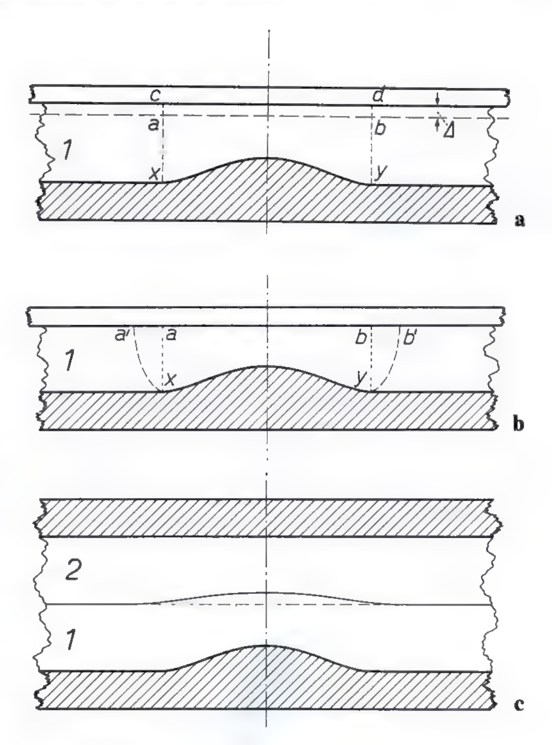


Fig. 49 a–c. Effet d'une saillie dans le fond de la cavité, sur les allongements transversaux d'une plaque élastique. **a** Plaque élastique adhérant fermement à un support rigide (en hachuré) avant la compression. Le support présente en son milieu une saillie aplatie. **b** La même plaque comprimée par un piston rigide. Il y a autant de matériau refoulé au-dessus de la saillie que latéralement. **c** La même plaque comprimée par une deuxième plaque élastique. La couche comprimée (*1*) bombe dans la couche comprimante (*2*), au-dessus de la saillie du support. A cet endroit, dans la couche comprimée, moins de matériau est refoulé que de part et d'autre. Explications détaillées des notations dans le texte

pas. Par conséquent, pour une compression uniforme par une plaque plane rigide, au voisinage immédiat et plus éloigné d'une saillie du support, l'état d'ensemble de l'allongement transversal et les contraintes transversales dans la gélatine sont exactement les mêmes que s'il n'y avait pas de saillie du support. Ainsi les trajectoires ne sont pas influencées par la saillie. Elles correspondent à l'image normale.

Si la couche de gélatine (*1* dans la fig. 49 c) est comprimée, non plus par une plaque rigide, mais par une deuxième couche dépressible (*2* dans la fig. 49 c), les contraintes de compression au-dessus de la saillie atteignent des valeurs plus élevées qu'aux autres endroits du modèle puisque la gélatine est plus fortement comprimée au-dessus de la saillie du support dans la plaque *1*. Les contraintes de compression plus élevées dans cette zone ne se produisent pas seulement dans la couche *1* (fig. 49 c) mais elles sont aussi transmises à la couche comprimante *2*. Celle-ci doit réagir aux contraintes de compression de la couche *1* en chaque endroit avec une compression égale. Dans la couche *2* de hauteur initialement uniforme, l'augmentation des contraintes de compression au-dessus de la saillie entraîne une compression renforcée à cet endroit. Il apparaît donc une dépression à la surface auparavant plane de la couche comprimante *2*, au-dessus de la zone où se trouve la saillie du support. La

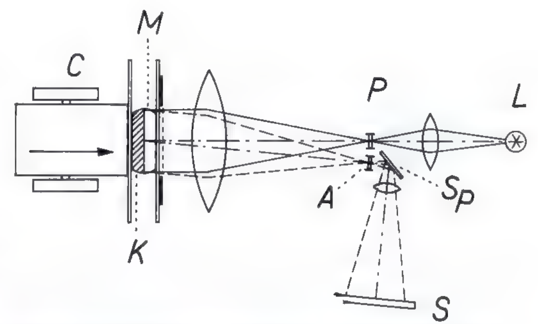


Fig. 50. Méthode d'expérience pour examen photo-élastique en lumière réfléchie; *L* source de lumière; *P* polariseur; *A* analyseur; *Sp* miroir; *S* écran de projection; *M* modèle de gélatine; *K* plaque comprimante élastique (en gélatine); C tube de microscope qui est avancé suivant la direction de la flèche pour comprimer le modèle. Le rayon lumineux incident est continu, le rayon réfléchi pointillé

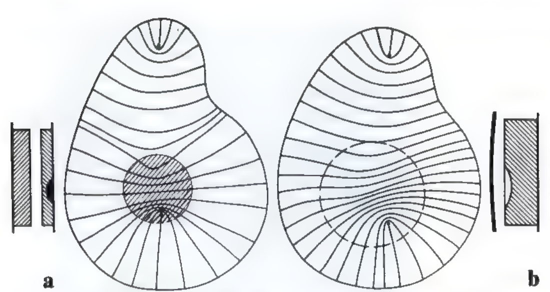
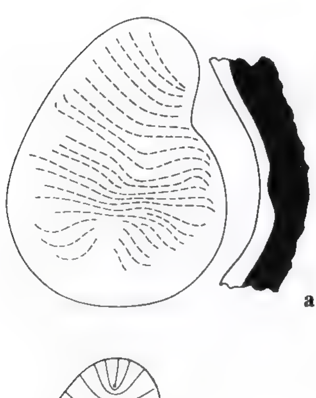


Fig. 51 a et b. Comparaison entre l'effet d'une saillie du fond de la cavité et celui d'une excavation dans le modèle de la glène scapulaire, sur les trajectoires des allongements. **a** Saillie dans le fond de la cavité et compression par une deuxième plaque de gélatine. **b** Pour comparer, trajectoires dans un modèle pourvu d'une excavation, comprimé par une plaque de verre concave



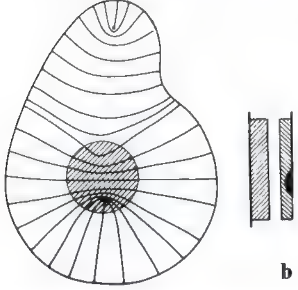


Fig. 52 a et b. Trajet des lignes de fentes dans une glène scapulaire présentant une saillie osseuse au centre de la cavité. **a** Schéma de l'image des lignes de fentes. Immédiatement à droite, coupe longitudinale à travers la cavité articulaire. Os en noir, cartilage en clair. **b** Trajectoires des allongements dans un modèle photo-élastique correspondant. La saillie rigide sur le support de base est hachurée. Immédiatement à droite, schéma de la méthode d'expérience. Les trajectoires se rapprochent les unes des autres dans la zone de la saillie. Voir fig. 51 a

gélatine de la couche comprimée *1* bombe dans cette dépression de la couche comprimante *2*. Ceci signifie que la compression avec une couche dépressible au-dessus d'une saillie rigide du support refoule moins de gélatine dans la couche *1* que la compression avec une plaque plane rigide.

La saillie de la glène doit donc avoir le même effet sur les trajectoires des allongements qu'une excavation peu profonde dans le modèle de gélatine comprimé par une plaque de verre plane et rigide (voir page 374, fig. 42 a, b).

Pour vérifier cette déduction théorique par une expérience sur modèle, il fallut choisir une méthode spéciale puisqu'ici on ne pouvait pas travailler en lumière transmise (voir fig. 50).

Avec cette méthode, un modèle de gélatine ayant le contour du cartilage de la glène scapulaire fut examiné. Il avait été coulé sur une plaque de verre présentant une saillie arrondie, rigide (zone circulaire hachurée de la fig. 51 a) et il fut comprimé par une deuxième plaque de gélatine. L'image des trajectoires des allongements obtenue de cette façon (fig. 51 a) montre, en concordance avec le raisonnement théorique, les mêmes déviations par rapport à l'image normale que le modèle de la glène scapulaire présentant une excavation peu profonde à l'endroit correspondant (fig. 51 b, voir aussi fig. 42 a).

La fig. 52 a montre l'image des lignes de fentes dans une préparation anatomique avec une saillie sur le fond osseux de la glè-

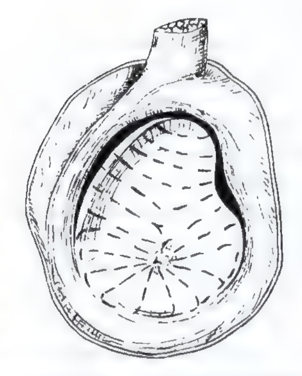
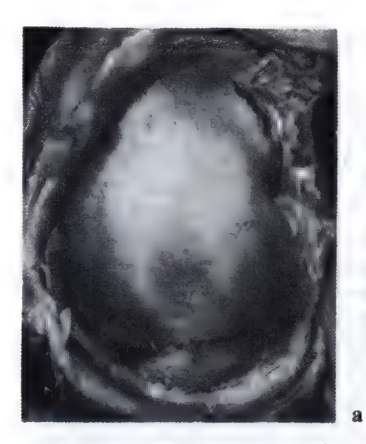
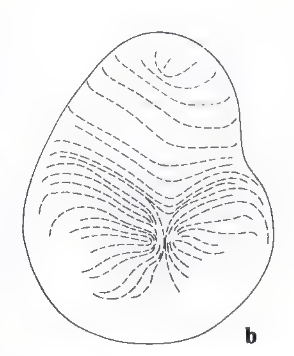


Fig. 53. Image des lignes de fentes dans une glène scapulaire avec un centre fibro-cartilagineux („Verknotungspunkt") (d'après Benninghoff, 1925 b)





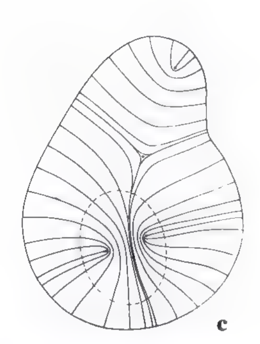


Fig. 54 a–c. Glène scapulaire avec un endroit fibro-cartilagineux au-dessus d'une saillie osseuse au centre de la cavité. **a** Photographie de la préparation anatomique. **b** Schéma des lignes de fentes. **c** Trajectoires des allongements dans un modèle de gélatine de la glène scapulaire avec une excavation ovale dans la partie large de la cavité. L'excavation exerce le même effet qu'une saillie dans le fond. L'image trajectorielle correspond à celle des lignes de fentes voisine, pour toutes ses caractéristiques essentielles

ne, au centre de la partie large de celle-ci. Dans le voisinage de la saillie, les lignes de fentes se serrent plus étroitement, tout comme les trajectoires des allongements dans l'expérience correspondante sur modèle (fig. 52 b).

Souvent le cartilage articulaire prend le caractère de fibro-cartilage au-dessus de la saillie de la glène. Benninghoff indique que, dans de tels cas, les lignes de fentes irradient à partir de ce centre fibro-cartilagineux (fig. 53). Mais une mise en évidence plus précise, grâce à notre méthode affinée, montre que les lignes de fentes se rapprochent très fort dans cette zone parce que plusieurs points singuliers s'y trouvent l'un près de l'autre.

Un exemple particulièrement impressionnant en est fourni par le trajet des lignes de fentes dans une glène scapulaire (fig. 54 a) où une zone de fibro-cartilage se trouvait au-dessus de la saillie à l'endroit à pression élevée. Dans ce cas, les lignes de fentes étaient évidentes dans toute la zone de fibro-cartilage (fig. 54 b). Comme il est expliqué plus haut, l'effet de la saillie de la glène peut être imité dans l'expérience par une excavation à la surface du modèle de gélatine. Ceci permet une méthode expérimentale beaucoup plus simple. L'expérience photo-élastique adéquate fut donc effectuée avec un modèle de la glène scapulaire présentant une excavation dans sa partie large. La fig. 54 c montre l'image des trajectoires des allongements ainsi obtenue. Elle présente les mêmes caractéristiques que celle des lignes de fentes de la fig. 54 b : deux points singuliers attractifs très voisins à l'endroit où la compression est diminuée et un point singulier répulsif près du bord supérieur de cette zone.

Cette image des lignes de fentes de la fig. 54 b montre en outre qu'une représentation pas très claire dans la zone fibro-cartilagineuse peut facilement donner l'impression que toutes les lignes de fentes irradient d'un point. En la comparant de façon plus précise à la fig. 53, on reconnaît une analogie très poussée avec l'image donnée par Benninghoff.

Si l'on imagine que le ramollissement de la zone fibro-cartilagineuse est fort avancé, que le cartilage à cet endroit ne porte plus du tout et qu'un défect commence déjà à se former, comme si la zone délimitée par la ligne pointillée dans le modèle avait été excisée, on comprend alors que les trajectoires des allongements atteignent perpendiculairement le pourtour de ce défect. Ce sont les conditions représentées à la fig. 44.

Influence du bourrelet glénoïdien sur l'image trajectorielle

La surface de la glène scapulaire ne représente qu'environ ¼ à ⅓ de celle de la tête humérale. Elle est agrandie par le bourrelet glénoïdien fibro-cartilagineux. Celui-ci est large de 4 à 6 mm. Il comprend des fibres collagènes parallèles au pourtour de la glène. Ce bourrelet glénoïdien est toujours uni au cartilage de la glène sur une plus ou moins grande étendue. En règle générale, il n'est séparé de celui-ci par un fin sillon que dans une zone de la partie supérieure, étroite, de la cavité. Dans certains cas du matériel d'expérience, le pourtour du cartilage de la glène était en continuité avec le bourrelet glénoïdien dans presque toute son étendue. Dans d'autres cas, rares, il en était séparé presque sur tout le pourtour. Souvent le tissu fibreux du bourrelet glénoïdien, au pourtour inférieur où il se continue dans le cartilage articulaire, forme un large croissant fibreux qui atteint presque le centre de la glène comme BENNINGHOFF le décrivit déjà (1925 b, page 827).

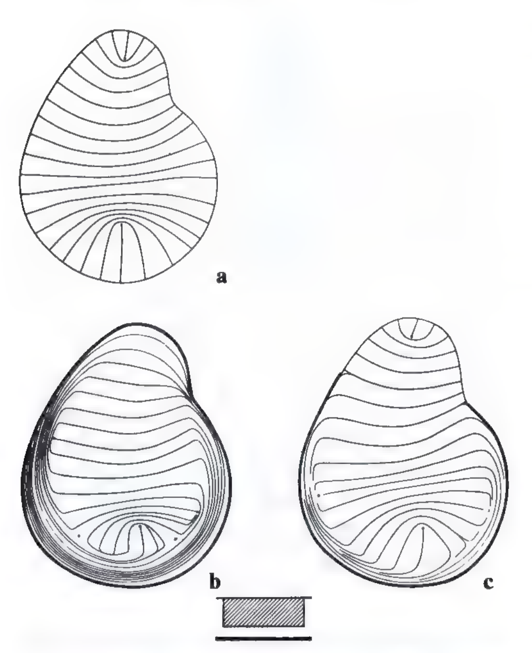


Fig. 55 a–c. Effet du bourrelet glénoïdien sur l'image des trajectoires. **a** Image trajectorielle normale du modèle de gélatine de la glène scapulaire, à titre comparatif. **b** Modèle de gélatine à pourtour séché. Les trajectoires des allongements s'incurvent partout au voisinage de la périphérie, suivant une direction parallèle à celle-ci. **c** Pourtour du modèle de gélatine séché uniquement dans sa partie inférieure. A l'extrémité supérieure du modèle, les trajectoires atteignent perpendiculairement la périphérie comme dans le modèle de base

Du point de vue mécanique, il est intéressant de considérer le bourrelet glénoïdien comme un anneau formé de fibres résistant à l'allongement, solidement lié par places au cartilage de la glène, en certains endroits – surtout dans la partie supérieure de la cavité – séparé de celui-ci par un fin sillon mais se trouvant cependant tout contre le cartilage articulaire ici aussi. Le bourrelet glénoïdien doit donc exercer une influence sur la direction des trajectoires des allongements au voisinage du pourtour, dans la zone où il est en continuité avec la périphérie du cartilage de la glène. BENNINGHOFF (1925 b, page 825) fait remarquer que les lignes de fentes ne sont perpendiculaires au pourtour de la glène que dans la zone où se trouve le sillon de séparation mais que, dans la région du bourrelet glénoïdien, elles s'incurvent suivant la direction des fibres circulaires de ce bourrelet. Pour lui, cette observation signifiait qu'aux endroits où le bourrelet glénoïdien n'est pas séparé, ses contraintes se transmettent au cartilage de la glène, ce qui entraînerait un déplacement tangentiel du matériau cartilagineux.

Un anneau de fibres résistant à la traction qui entoure le cartilage de la glène empêche une expansion centrifuge du matériau cartilagineux. Cette action rétentrice du bourrelet glénoïdien peut être imitée expérimentalement si on laisse la zone périphérique du modèle de gélatine devenir solide en séchant légèrement. Pendant ce temps, la surface est préservée de la dessication par un papier huilé. La compression du modèle de gélatine entraîne, dans le pourtour séché, des contraintes de traction circulaires et les trajectoires des allongements s'incurvent en un trajet circulaire au voisinage de la périphérie.

La fig. 55 a montre encore une fois l'image trajectorielle normale du modèle de gélatine de la glène scapulaire. En dessous, la fig. 55 b représente les trajectoires des allongements dans le modèle dont le pourtour est séché. Celui-ci correspond à un bourrelet glénoïdien uni fermement au cartilage de la

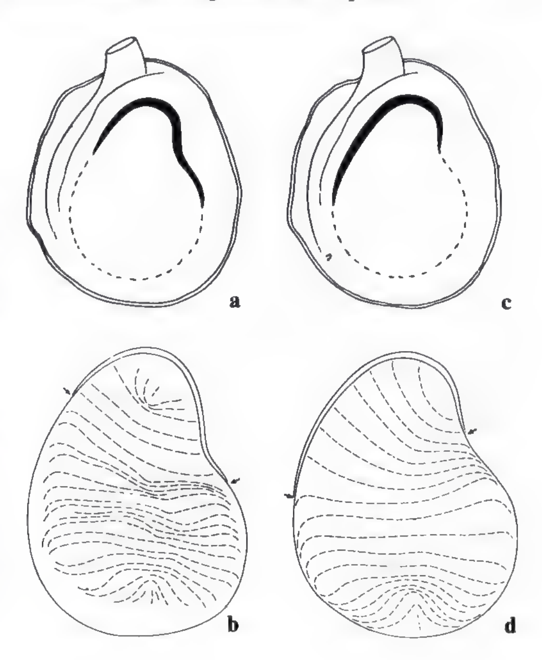


Fig. 56 a–d. Effet du bourrelet glénoïdien sur l'image des lignes de fentes de la glène scapulaire. **a** Schéma d'un cartilage glénoïdien uni au bourrelet sur une grande étendue. La fente entre le cartilage glénoïdien et le bourrelet, à la partie supérieure de l'image, est dessinée en noir. **b** Image des lignes de fentes dans cette préparation. Les flèches indiquent les limites de l'adhérence au bourrelet glénoïdien. Ce n'est qu'au niveau du sillon que les lignes de fentes atteignent perpendiculairement le pourtour de la cavité. **c** Une deuxième préparation où la situation du sillon entre le cartilage et le bourrelet glénoïdien est différente. **d** Image des lignes de fentes de ce deuxième cas. De nouveau les lignes de fentes ne sont perpendiculaires au pourtour de la cavité qu'au niveau du sillon entre le cartilage et le bourrelet glénoïdiens. Comparer ces deux images des lignes de fentes avec la fig. 55 c

glène. Les trajectoires des allongements s'incurvent partout au voisinage de la périphérie, en une direction parallèle au contour.

Comme nous l'avons mentionné plus haut, en règle générale, la partie supérieure, étroite, du cartilage de la glène est séparée du bourrelet glénoïdien par un sillon plus ou moins étendu. Pour tenir compte de ces circonstances, dans une autre expérience, seul le pourtour de la partie inférieure, large, du modèle de gélatine fut rétréci par séchage. Lors de la compression par une plaque de verre plane, les trajectoires des allongements s'incurvent suivant une direction circulaire uniquement dans cette zone (fig. 55 c), tandis que, comme dans l'expérience de base, elles atteignent le pourtour à angle droit à la partie supérieure, étroite, de la glène où le bord a été préservé de la dessication (voir fig. 55 a).

La fig. 56 représente deux glènes scapulaires où le bourrelet glénoïdien est séparé du cartilage articulaire à la partie supérieure, étroite, de la cavité, dans une mesure différente. Les deux figures supérieures (fig. 56 a et b) indiquent en noir l'étendue et la situation du sillon de séparation. Les figures inférieures (fig. 56 c et d) reproduisent les images des lignes de fentes respectives. On le reconnaît clairement, dans la zone où le bourrelet glénoïdien est uni au cartilage de la glène, les lignes de fentes s'incurvent au voisinage du pourtour et atteignent celui-ci tangentiellement. Sur toute l'étendue du sillon de séparation entre le bourrelet glénoïdien et le cartilage de la glène, elles sont perpendiculaires au pourtour. Une comparaison avec la fig. 55 c montre la concordance de principe entre le trajet des lignes de fentes et les trajectoires des allongements dans l'expérience correspondante sur modèle.

Par ailleurs, l'effet d'un bourrelet glénoïdien uni au cartilage de la cavité apparaît clairement dans les fig. 43 b, 45 b, 46 b, 47 b, 48 b et 54 b. Dans ces figures, les lignes de fentes ne sont pas perpendiculaires au pourtour de la partie inférieure, large, de la cavité, mais elles s'y incurvent suivant une direction plus circulaire au voisinage immédiat de la périphérie de la cavité.

Conclusions

Des recherches précédentes, on peut conclure que toutes les images des lignes de fentes observées jusqu'à présent dans le cartilage articulaire de la glène scapulaire correspondent jusque dans les détails à celles des trajectoires des allongements provoquées par la sollicitation décisive du cartilage. Les écarts par rapport à l'image moyenne apparaissant le plus souvent s'expliquent, dans chaque cas, par les circonstances anatomiques particulières. Si l'on prend en considération ces circonstances morphologiques, le modèle d'expérience montre chaque fois des trajectoires des allongements correspondantes. On peut donc admettre que le matériau résistant à la traction est orienté trajectoriellement dans le cartilage articulaire de la cavité glénoïde. Il est arrangé partout suivant la direction de l'allongement maximal provoqué par la mise en charge. L'allongement dans cette direction entraîne par conséquent dans les fibrilles des contraintes de traction maximales. Ainsi le matériau résistant à la traction est utilisé de façon optimale pour résister. Ceci constitue une confirmation supplémentaire du principe du maximum-minimum de Roux selon lequel un minimum de matériau assure un maximum de rendement (résistance).

En outre, l'arrangement du matériau collagène dans le cartilage articulaire de la glène scapulaire est un argument de plus pour la conception selon laquelle la structure trajectorielle est une structure minimale. En effet, comme les raisonnements ont pu le démontrer, lorsque l'orientation est trajectorielle, le rendement requis exige un minimum de matériau.

Résumé

Prenant l'exemple de la cavité glénoïde de l'épaule, ce travail démontre que, dans la couche superficielle, tangentielle, des arches fibreuses, le matériau collagène est orienté suivant la direction des trajectoires des allongements se produisant lors de la mise en charge – contrairement à la conception de Benninghoff.

Des images des lignes de fentes du cartilage glénoïdien s'écartant du comportement moyen trouvent toujours leur cause dans les particularités anatomiques de la préparation envisagée. Comme particularités anatomiques, on trouva : des dénivellations ou des trous plus ou moins étendus dans la couche superficielle du cartilage, des épaississements centraux ou périphériques du recouvrement cartilagineux, une zone ramollie de fibrocartilage, le plus souvent située au centre, et une saillie centrale du fond de la cavité osseuse. Une attention particulière fut consacrée au bourrelet glénoïdien uni au cartilage de la glène.

Comme matériau de recherche, on utilisa 50 glènes scapulaires humaines provenant d'adultes. Grâce à une nouvelle méthode, des lignes de fentes continues furent mises en évidence. Ainsi furent expliqués des manques de clarté persistant jusqu'à présent dans le trajet des lignes de fentes au centre de la cavité.

La photo-élasticité permit de représenter les trajectoires des allongements dans des modèles de gélatine. Dans ce but, il fallait résoudre quelques questions de principe non encore expliquées par la théorie de l'élasticité, concernant les trajectoires des allongements dans des plaques élastiques planes comprimées.

La démonstration de l'orientation trajectorielle des fibres collagènes dans le cartilage articulaire constitue une preuve supplémentaire de l'arrangement optimal du matériau biologique pour la résistance mécanique et constitue ainsi une autre confirmation de la loi du maximum-minimum de Roux.

Littérature

Benninghoff, A.: Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. 1. Mitt. Die modellierenden und formerhaltenden Faktoren des Knorpelreliefs. Z. Anat. *76,* 43 (1925 a). – Form und Bau der Gelenkknorpel

usw. 2. Mitt. Der Aufbau der Gelenkknorpel in seinen Beziehungen zur Funktion. Z. Zellforsch. *2,* 783 (1925 b). – Der funktionelle Bau des Hyalinknorpels. Erg. Anat. Entwickl.-Gesch. *26,* 1 (1925 c).

Dietrich, O., et E. Lehr: Das Dehnungslinienverfahren, ein Mittel zur Bestimmung der für die Bruchsicherheit bei Wechselbeanspruchung maßgebenden Spannungsverteilung. VDI-Zeitschr. *76,* 973 (1932).

Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. II Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik. Jena 1910.

Föppl, L., et E. Mönch: Praktische Spannungsoptik. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1950.

Gebhardt, W.: Diskussion zum Vortrag J. Schaffer: Trajektorielle Strukturen im Knorpel. Verh. anat. Ges. (Jena) *25,* 169 (1911).

Hultkrantz, W.: Über die Spaltrichtungen der Gelenkknorpel. Verh. anat. Ges. (Kiel) *12,* 248 (1898).

Küntscher, G.: Die Darstellung des Kraftflusses im Knochen. Zbl. Chir. *61,* 2130 (1934).

Mesmer, G.: Spannungsoptik. Berlin 1939.

Roux, W.: Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen. I. u. II. Leipzig: Wilhelm Engelmann 1895. – Terminologie der Entwicklungsmechanik der Tiere und Pflanzen. Leipzig: Wilhelm Engelmann 1912.

Triepel, H.: Einführung in die physikalische Anatomie. I. Allgemeine Elastizitäts- und Festigkeitslehre in elementarer Darstellung. II. Die Elastizität und Festigkeit der menschlichen Organe. Wiesbaden 1902.

14. De l'influence des stimulations mécaniques sur la différenciation des tissus de soutien. Une nouvelle théorie *

Dixième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien

Avec 35 figures

Il n'est pas douteux que le blastème des tissus de soutien est plurivalent. Il peut se développer aussi bien en tissu osseux qu'en tissu conjonctif ou cartilagineux. Ainsi, par exemple, lors du processus de guérison d'une fracture, le mésenchyme secondaire formé à partir de tout l'environnement de la fracture donne naissance non seulement à un cal conjonctif ou osseux, mais aussi à du tissu cartilagineux, même lorsqu'il s'agit d'un os n'ayant pas une origine enchondrale. Dans le foyer de fracture, la différenciation du blastème est d'une façon ou d'une autre dirigée par des stimuli mécaniques. Le développement et la localisation des différents tissus de soutien dépendent finalement des exigences mécaniques de la construction. PETERSEN (1926) l'a déjà souligné et les observations le démontrent.

W. ROUX (1895, 1912 a, b), dans sa théorie de l'adaptation fonctionnelle, a défini avec précision les irritations mécaniques qu'il considère comme stimuli pour la formation des trois espèces de tissus de soutien. D'après lui, la *compression* constitue le stimulus spécifique pour la formation de tissu osseux, la *traction* pour la formation de tissu conjonctif et un fort *«cisaillement»* [1] associé à de la compression ou à de la traction provoquerait la formation de tissu cartilagineux.

De nos jours encore, la théorie de ROUX est à la base de toutes les recherches et de tous les raisonnements concernant le sujet en question. Elle ne résiste cependant pas à un examen critique. On peut le démontrer de façon convaincante. Dans le travail qui suit, nous ne pouvons traiter que quelques-unes des contradictions de cette théorie car un exposé plus exhaustif nous mènerait bien au-delà du cadre de notre sujet.

D'abord il est impensable que la compression puisse constituer le stimulus spécifique pour la formation de l'os si, comme le veut la théorie de ROUX, elle s'exerce axialement et de façon immédiate sur les cellules (voir W. ROUX, 1895, I, p. 356). La cellule est une formation tellement fragile que la moindre compression la perturberait. De même, il est difficilement admissible que le processus si subtil de la formation de la substance osseuse fondamentale et de son durcissement puisse se faire sous l'action directe de la compression sur la cellule. Ceci est corroboré par l'observation de L. FICK (1857) d'après lequel le tissu osseux ne se différencie qu'aux endroits de repos absolu. En fait, on n'observe la formation d'os que là où les cellules sont protégées par un canevas rigide contre toute sollicitation mécanique directe. Lors de la formation de l'os enchondral, ce sont les travées de substance cartilagineuse calcifiée qui résistent à la compression et qui en protègent les cellules. Lors de la formation de l'os membranaire, le canevas est formé de fibrilles collagènes qui offrent une résistance à la traction et protègent de celle-ci les cellules qu'elles entourent. Dans les fractures engrenées, ce sont les travées spongieuses enchevêtrées qui constituent le canevas rigide. Lors de la formation de tissu osseux dans l'os intact, c.-à-d. lors du remaniement continuel et de la croissance en largeur, la compression est reprise par la corticale et les travées spongieuses, de telle sorte que la cellule, à l'abri de tout effet direct de la compression, peut devenir un ostéocyte.

L'ostéogenèse ne se fait pas là où le canevas de soutien subit des distorsions intermit-

* Pour le 75ème anniversaire du professeur ELZE. Z. Anat. und Entwickl. Gesch. **121**, 478–515 (1960).

[1] Ce que ROUX entend réellement par «cisaillement» sera brièvement discuté dans un appendice.

tentes permettant la transmission directe à la cellule de la compression, de la traction ou du cisaillement. Des observations nous l'apprennent, en particulier au cours de la guérison des fractures.

A ce propos, l'évolution du cas suivant est démonstrative. Chez une fillette de 7 ans présentant une tumeur à cellules géantes, on réséqua un morceau du tibia, tout en respectant le manchon de périoste. Le défect fut ponté par un fragment du péroné prélevé du côté sain. Le greffon péronier fut enfoncé dans la cavité médullaire de la partie distale du tibia et coincé sous la partie proximale grâce à la tension du manchon périostique (fig. 1 a). Puisque le tibia n'avait pas été raccourci par l'intervention, la tension du manchon musculaire était conservée. Le fragment supérieur était soutenu un peu excentriquement par le greffon péronier. Par conséquent, la contracture musculaire intermittente apparue dès après l'intervention chirurgicale, bascula légèrement l'extrémité supérieure du tibia dans le sens des aiguilles d'une montre, la relevant un peu du côté latéral et l'abaissant un peu du côté médial (fig. 1 b). De ce fait, l'extrémité supérieure du tube périostique fut alternativement un peu étirée et un peu froncée dans sa partie latérale. Du côté médial, le minime basculement du fragment proximal refoula la partie supérieure du manchon de périoste vers sa partie inférieure. L'encoche le montre dans le modèle (fig. 1 b).

Le dépôt de tissu osseux dans le périoste servant ici de canevas conducteur commença dès le 16ème jour après l'opération (fig. 2 a). Quatre semaines après celle-ci (fig. 2 b), du tissu osseux s'était déposé dans tout le manchon périostique, à l'exception de deux endroits dont la situation et la forme correspondent à la localisation des distorsions que subit le manchon de périoste à la suite de la rotation intermittente du fragment proximal. Il n'y a pas de dépôt de tissu osseux au bord latéral dans la partie supérieure du manchon, là même où le canevas conducteur était distordu par étirement et refoulement alternés. Il n'y en a pas non plus du côté médial dans une zone étroite et arquée où le canevas conducteur était distordu par le cisaillement. Le dépôt de tissu osseux ne commença à ces endroits que 3½ mois après l'opération, lorsque la consolidation osseuse entre le greffon et les fragments tibiaux immobilisa de façon absolue le canevas conducteur (fig. 2 c et 2 d). Les clichés 2 e et f montrent l'état de la patiente après 7 mois et le résultat final 12½ ans après l'intervention chirurgicale. Aussi bien la forme extérieure de l'os que l'architecture spongieuse se distinguent à peine de celles d'un tibia normal.

Pas plus que la compression qui agit directement sur la cellule, celle qui s'exerce

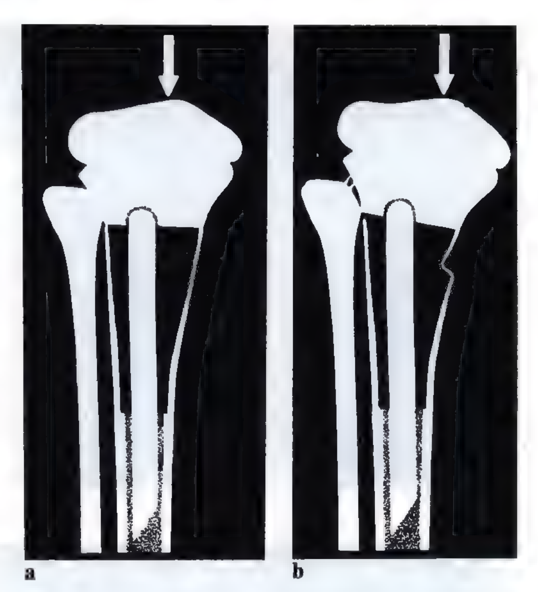


Fig. 1 a et b. Modèle de l'extrémité supérieure d'un tibia, soutenue par une greffe de péroné après résection d'une partie de l'os, le manchon périostique étant conservé. **a** modèle non chargé. **b** modèle chargé

sur l'os intact et ne touche la cellule qu'indirectement ne peut constituer le stimulus *spécifique* pour la formation de tissu osseux. De nombreuses observations démontrent clairement que la traction elle aussi, lorsqu'elle agit sur l'os, peut provoquer l'ostéogenèse. Mentionnons brièvement deux observations:

1. le remaniement de la corticale du col du fémur après ankylose osseuse de la hanche et
2. le remaniement fonctionnel de l'architecture spongieuse après fermeture chirurgicale de l'angle cervico-diaphysaire pour coxa valga.

Dans l'ankylose de la hanche, les abducteurs atrophiés par inactivité ne tirent plus sur le col du fémur. (La disparition du tissu spongieux du grand trochanter le démontre. Ce tissu spongieux matérialise les contraintes provoquées par la traction des muscles pelvitrochantériens.) En conséquence, lorsque la hanche est ankylosée, le col du fémur ne supporte pratiquement plus que le poids du corps. Celui-ci agit sur lui au bout d'un bras de levier bien plus long que celui de la résultante du poids du corps et de la force musculaire. Dans l'ankylose, la sollicitation en flexion du col fémoral est donc beaucoup plus

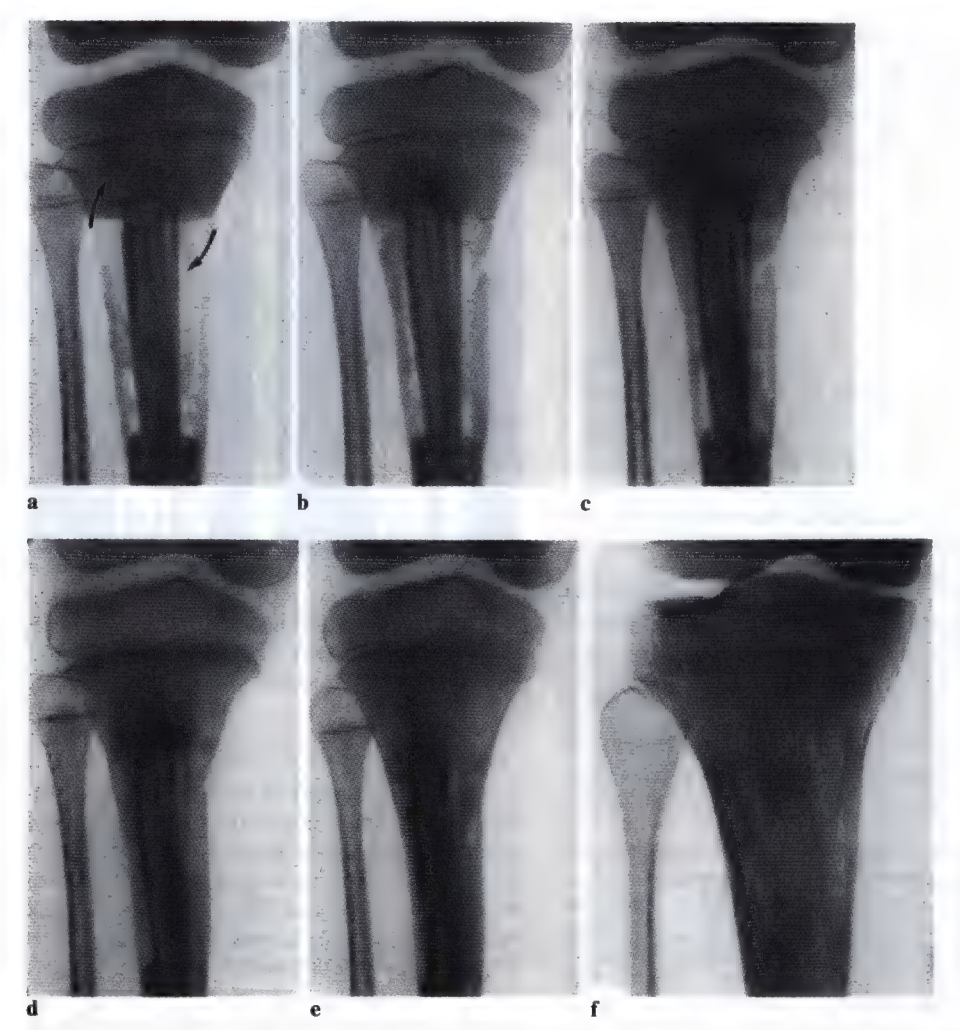


Fig. 2 a–f. Radiographies correspondant au modèle de la fig. 1. **a** 16 jours après l'opération (23. 3. 38). **b** 4 semaines après l'opération (6. 4. 38). Notez la position et la forme des zones claires dans le manchon de périoste (ossification retardée). **c** 1½ mois après l'opération (22. 4. 38). **d** 3½ mois après l'opération (22. 6. 38). Il existe maintenant une liaison osseuse continue du côté du péroné. **e** 7½ mois environ après l'opération (17. 10. 38). **f** 12½ ans après l'opération (10. 8. 50). La structure spongieuse du tibia ressemble à celle d'un os normal

grande que dans la hanche normalement mobile, bien que le poids du corps seul soit bien plus petit que la force de compression résultante représentant la somme vectorielle du poids du corps et de la force musculaire. La grandeur de la sollicitation du col fémoral en flexion dans une hanche mobile est illustrée par le diagramme de la fig. 3 a, dans une hanche ankylosée par celui de la fig. 3 c. Une comparaison entre les deux diagrammes permet de conclure que, dans la hanche ankylosée, les contraintes maximales de compression sont à peu près doubles et les contraintes maximales de traction sont même six fois plus grandes que dans une hanche mobile, de sorte que les unes et les autres atteignent à peu près la même valeur. Comparons maintenant la radiographie de l'articulation mobile (fig. 3 b) à celle de l'articulation enraidie (fig. 3 d). Dans la hanche ankylosée, la corticale du côté latéral, tendu, est aussi épaisse que celle du côté médial, com-

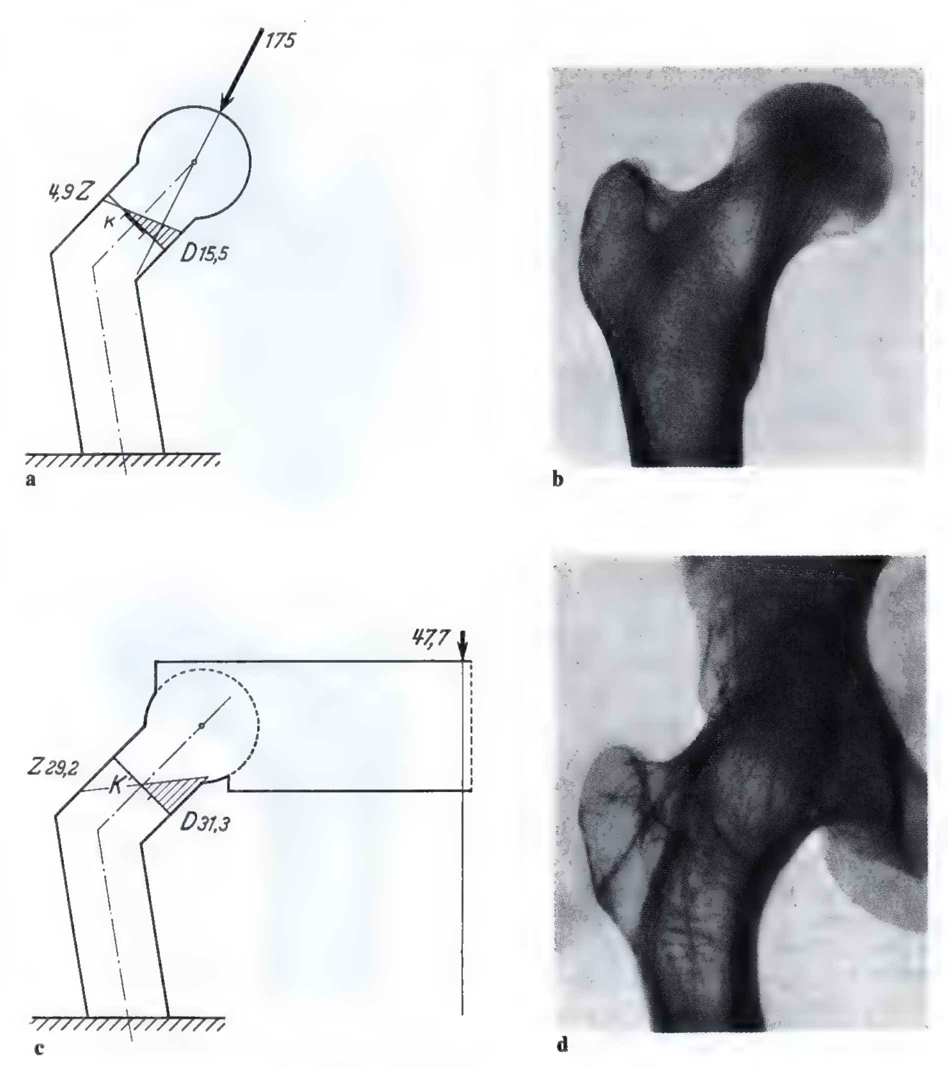


Fig. 3 a–d. Comparaison entre une hanche mobile et une hanche ankylosée. **a** Schéma de la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur, la hanche étant mobile. La ligne d'action de la force résultante (175) est oblique par rapport à l'axe du col fémoral et se trouve à l'extérieur du «noyau» (*K*) dans la coupe transversale étudiée. Les contraintes sont environ trois fois plus grandes du côté comprimé (*D*) que du côté tendu (*Z*). **b** Radiographie de l'extrémité supérieure du fémur, la hanche étant mobile. Notez les travées spongieuses de compression et de traction qui se croisent dans la tête de fémur. La corticale est plus épaisse du côté comprimé (à droite sur le cliché) que du côté tendu. **c** Schéma de la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur, la hanche étant ankylosée. La force sollicitante (47,7) est nettement plus petite qu'à la fig. a. Les contraintes dans la coupe transversale correspondante du col du fémur sont pourtant devenues trois fois plus grandes du côté comprimé (*D*) et environ six fois plus grandes du côté tendu (*Z*). Il en résulte que les deux types de contraintes ont à présent à peu près la même valeur. **d** Radiographie d'une hanche ankylosée. Notez l'augmentation de densité du faisceau de travées spongieuses de traction et l'augmentation de transparence concomittante du grand trochanter

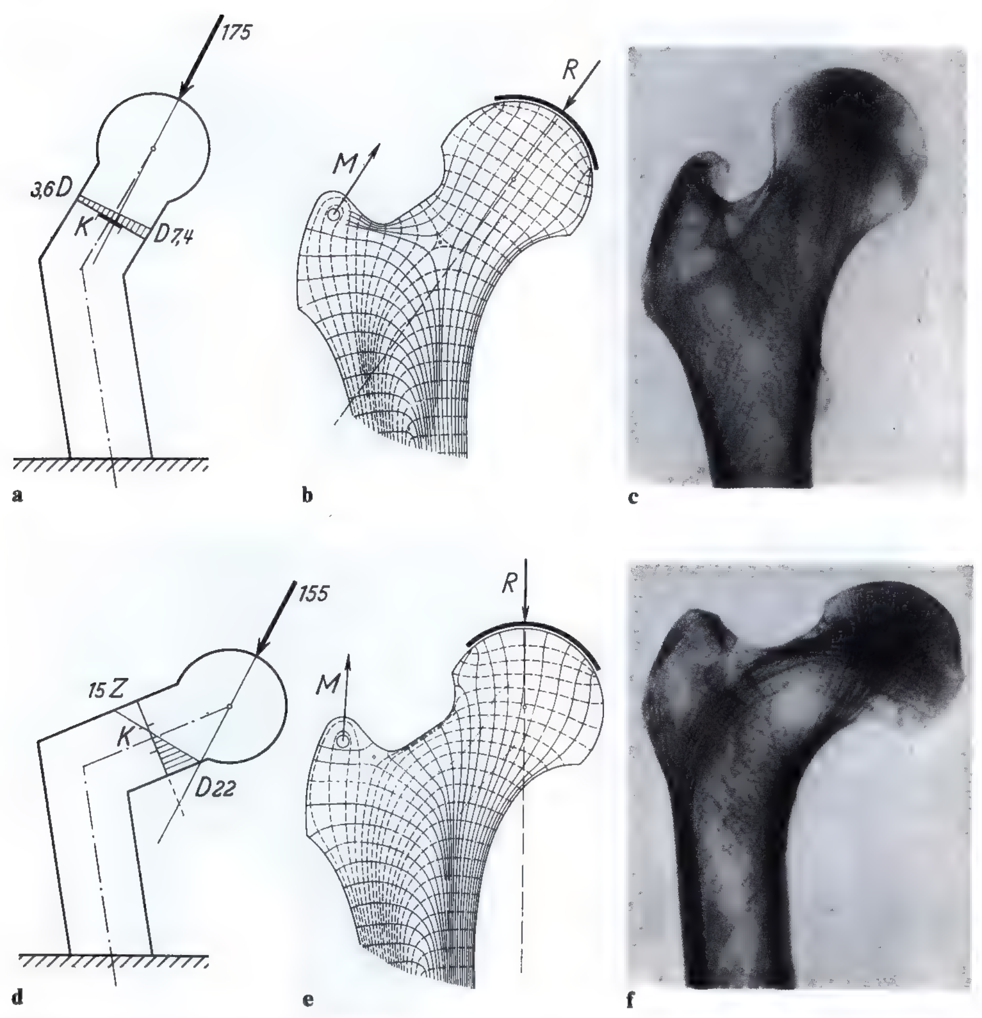


Fig. 4 a–f. Comparaison entre coxa valga et coxa vara. **a** Schéma de la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur dans la coxa valga. La ligne d'action de la force résultante (175) se trouve dans le noyau du col fémoral (*K*). Dans toute la coupe du col, il n'y a que des contraintes de compression (*D*). **b** Image trajectorielle obtenue dans un modèle photo-élastique lorsque la ligne d'action de la résultante *R* se trouve dans le noyau du col fémoral (indiqué en pointillé). *M* traction des muscles abducteurs. Les trajectoires des contraintes de compression sont, grosso modo, parallèles à l'axe du col. Cette expérience correspond aux conditions de mise en charge de la coxa valga. **c** Radiographie de l'extrémité supérieure du fémur dans la coxa valga. Il n'y a pas de faisceau de traction dans la spongieuse du col. **d** Schéma de la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur dans la coxa vara. La ligne d'action de la force résultante (155) se trouve loin à l'extérieur du noyau du col fémoral (*K*). Par conséquent, à cause de la sollicitation en flexion, de grandes contraintes de compression (*D*) et de traction (*Z*) se produisent. **e** Image trajectorielle obtenue dans un modèle photo-élastique de l'extrémité supérieure du fémur lorsque la ligne d'action de la force résultante *R* est loin à l'extérieur du noyau du col. Remarquez les arcs formés dans le col et dans la tête du fémur par les trajectoires de traction, typiques de la sollicitation en flexion. Cette expérience correspond aux conditions de mise en charge de la coxa vara. **f** Radiographie de l'extrémité supérieure du fémur dans la coxa vara. Notez le puissant faisceau de travées de traction et l'image claire du triangle de Ward dans le col du fémur

primé. L'épaisseur des corticales a augmenté à peu près dans les mêmes proportions que la grandeur des contraintes de compression et de traction. La traction agissant sur l'os provoque donc l'ostéogenèse tout comme la compression, ce qui est contesté par ROUX et surtout par M. JANSEN [2].

Le remaniement de l'architecture spongieuse après fermeture opératoire de l'angle cervico-diaphysaire pour coxa valga conduit à la même constatation.

Pour mieux comprendre comment l'intervention chirurgicale la modifie, il faut d'abord analyser brièvement la sollicitation mécanique du col fémoral, fondamentalement différente dans la coxa vara et dans la coxa valga.

Une ouverture de l'angle cervico-diaphysaire dépassant la normale (coxa valga) ramène la ligne d'action de la force de compression résultante dans le tiers central du col, c.-à-d. dans le noyau de celui-ci (fig. 4 a). De ce fait, il ne se produit dans le col fémoral que des contraintes de compression. Les trajectoires de compression se dirigent de la périphérie de la tête du fémur vers l'arc d'Adam et vers la base du grand trochanter, comme l'illustre l'image trajectorielle obtenue dans un modèle photo-élastique (fig. 4 b)[3]. Une comparaison entre cette image et la radiographie de la coxa valga (fig. 4 c) montre que les trajectoires de compression sont matérialisées par des travées spongieuses. Celles-ci remplissent tout le col du fémur et il n'y a pas de triangle de Ward.

Dans la coxa vara, la ligne d'action de la force de compression résultante se trouve loin à l'extérieur du noyau du col fémoral (fig. 4 d). Par conséquent, la sollicitation en flexion surajoutée à la compression axiale est telle que des contraintes de traction se produisent dans la partie latérale du col. L'image photo-élastique montre non seulement des trajectoires de compression allant de la périphérie de la tête vers l'arc d'Adam mais aussi des trajectoires de traction. Celles-ci partent de la région latérale du col fémoral dont elles longent d'abord le contour puis elles s'incurvent vers le bord médial du col et de la tête qu'elles atteignent perpendiculairement (fig. 4 e). Non seulement les trajectoires des contraintes de compression mais aussi celles des contraintes de traction sont matérialisées par des travées spongieuses. Une comparaison de l'image trajectorielle avec le cliché radiographique (fig. 4 f) le montre sans équivoque.

La radiographie de la hanche d'un enfant de 5 ans met en évidence l'architecture typique du tissu spongieux de la coxa valga (fig. 5 a). Trois mois après la fermeture chirurgicale de l'angle cervico-diaphysaire du fémur, la radiographie (fig. 5 b) montre déjà l'amorce de travées spongieuses arciformes qui correspondent aux trajectoires de traction. Un an plus tard, ces travées apparaissent aussi développées que le faisceau des travées spongieuses de compression (fig. 5 c).

Ce remaniement de la structure, observé régulièrement après toutes les opérations de ce genre, fournit une preuve indiscutable supplémentaire de ce que la traction elle aussi provoque la formation de tissu osseux.

Raisonnement et observations conduisent à la notion qu'il ne peut y avoir un stimulus mécanique *spécifique* de l'ostéogenèse et que la cellule ne peut se transformer en ostéocyte que là où elle est protégée de toute sollicitation mécanique directe. Il est vraisemblable que cette différenciation peut être déclenchée tant par des stimuli chimiques que par des stimuli mécaniques *non spécifiques.* Ceux-ci doivent cependant être d'un ordre de grandeur extrêmement petit. Il faut penser en premier lieu aux déformations minimes que subit une cellule apposée à l'os, sous l'effet de la sollicitation due à la déformation élastique de l'os intact. Ces déformations sont toujours du même type, qu'elles soient provoquées par la compression, par la traction ou par le cisaillement de l'os. Nous y reviendrons (p. 398).

---

[2] «La traction seule ne doit donc pas être considérée comme stimulant la formation et la conservation de la substance osseuse». «Des zones osseuses qui, à la suite d'un changement de la sollicitation ne sont plus sollicitées qu'en traction, deviennent ostéoporotiques et disparaissent» (W. ROUX, Terminologie der Entwicklungsmechanik der Tiere und Pflanzen, p. 227, Leipzig: Engelmann 1912). Voir aussi M. JANSEN, Over beenvorming. Leiden 1918.

[3] Dans l'expérience, les images des trajectoires pour la coxa valga et pour la coxa vara furent obtenues à partir du modèle d'un col fémoral normal. Pour la mise en évidence des trajectoires, il importe peu que la direction de la résultante *R* reste constante et que la position du col du fémur varie, ou bien que la direction de la force *R* soit modifiée avec une position du col du fémur inchangée. Ce qui compte, c'est que la ligne d'action de *R* se trouve dans le noyau (indiqué en pointillé), ou qu'elle quitte celui-ci pour former avec l'axe du col fémoral un angle plus ou moins ouvert.

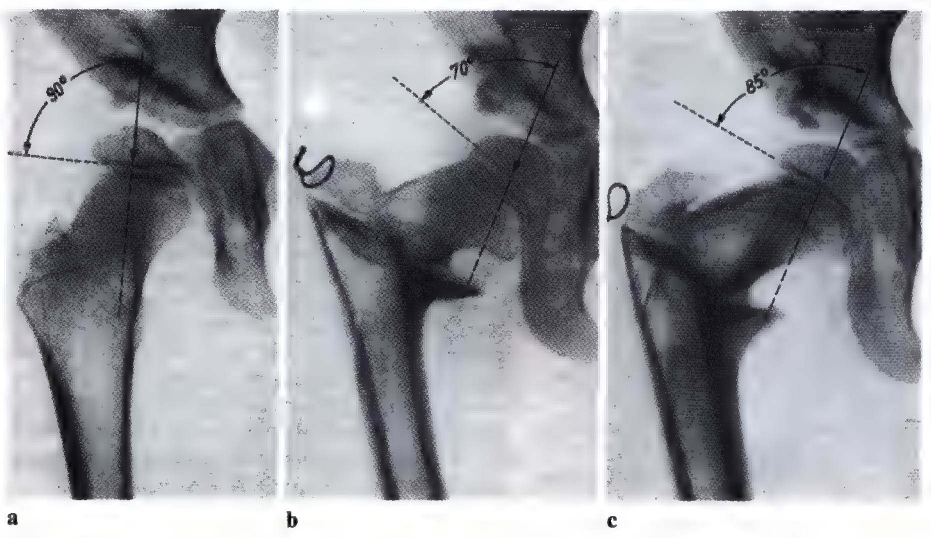
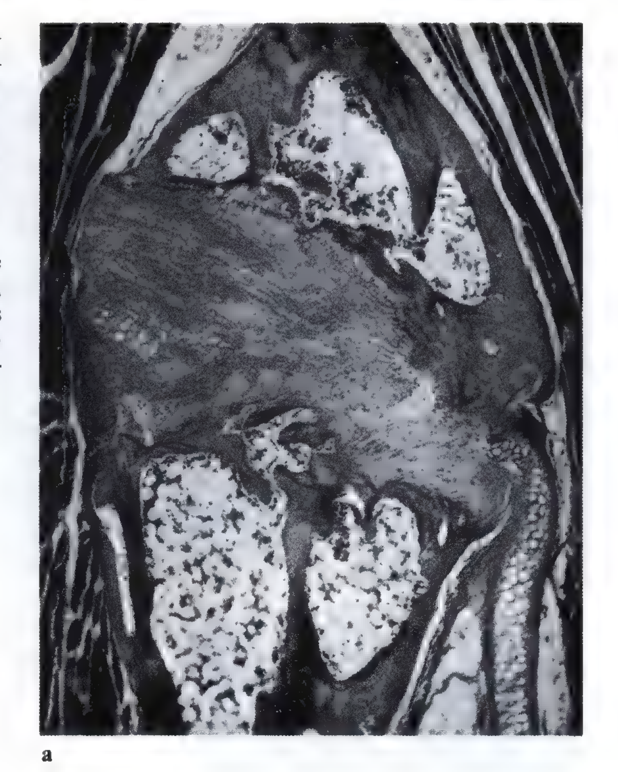


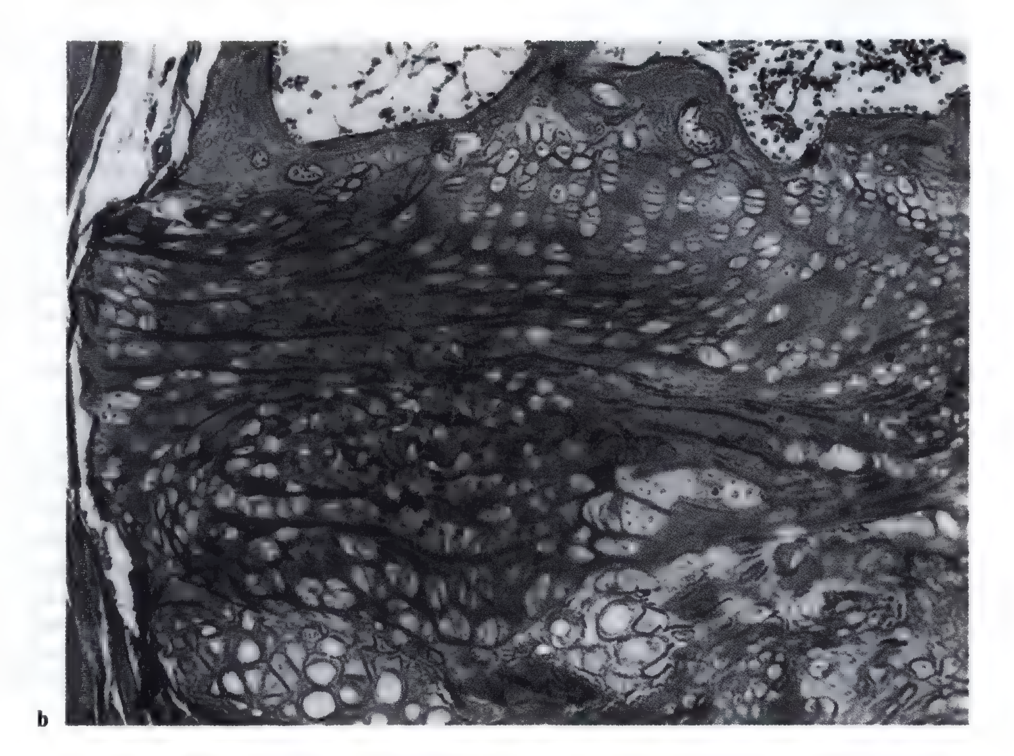
Fig. 5 a–c. Fermeture chirurgicale de l'angle cervico-diaphysaire du fémur dans un cas de coxa valga (enfant de 5 ans). **a** Radiographie avant l'opération. Le col montre la structure spongieuse typique de la coxa valga (voir fig. 4 c). **b** Radiographie 3 mois après l'opération. Du côté latéral du col fémoral, apparaissent des arcs spongieux. **c** Radiographie 1 an après l'opération. Les travées spongieuses de traction sont nettement développées (voir fig. 4 f). Sur les trois radiographies, on a indiqué l'angle que forme la direction de la résultante des forces avec le plan du-cartilage épiphysaire

La deuxième thèse de Roux, d'après laquelle la traction agissant sur un tissu mésenchymateux entraîne la formation de tissu conjonctif, c.-à-d. de fibrilles collagènes, est incontestablement exacte. Cependant la traction ne peut constituer le stimulus *spécifique* pour la formation de tissu conjonctif car de nombreuses observations, en particulier lors de la guérison des fractures, montrent que des fibrilles collagènes se développent également sous l'effet de la compression et du cisaillement. Ainsi, par exemple, la présence de tissu conjonctif dans une pseudarthrose du tibia, décrite page 404, démontre que le cisaillement entraîne l'apparition de fibrilles. La possibilité de formation de fibrilles collagènes sous l'action de la compression ressort clairement de la présence de telles fibrilles au milieu du cal cartilagineux (fig. 17), expliquée à la page 404 et d'une observation relevée par Altmann lors de ses expériences sur l'animal (1950). Altmann sectionne transversalement le péroné de rats adultes et, entre les fragments, il interpose une portion cartilagineuse de l'appendice xiphoïde du sternum. Dans le cartilage intercalé, sollicité en compression suivant l'axe du péroné, non seulement du tissu cartilagineux nouveau se développe en abondance et écarte les fragments péroniers mais on observe aussi l'apparition de fibrilles collagènes perpendiculaires au sens de la compression (fig. 6). Ces fibrilles ne peuvent s'être formées que sous l'effet de cette dernière puisque le cartilage interposé était sollicité en compression non seulement suivant l'axe longitudinal du péroné mais aussi en direction transversale. Des contraintes de compression étaient provoquées en direction transversale parce que le cartilage adhérait fermement aux extrémités osseuses et que, en plus, son expansion transversale se heurtait à la résistance du périchondre et des parties molles pontant le diastasis.

D'après Roux (cf. 1912 a, p. 355), un fort «cisaillement» (voir appendice p. 418) combiné à de la compression ou à de la traction (ou aux deux) serait le stimulus spécifique pour la formation de tissu cartilagineux. Cette conception ne peut, elle non plus, résister à un examen critique, quoique l'idée d'une relation de cause à effet entre cisaillement et formation de cartilage soit encore tellement enracinée dans les esprits que l'on a même



a



b

Fig. 6 a et b. a Dans le trait de fracture du péroné de rat, sectionné transversalement, on a inséré du cartilage de l'appendice xiphoïde du sternum. Le cartilage sollicité en compression de haut en bas présente une prolifération puissante. Dans la moitié gauche on reconnaît distinctement des fibrilles collagènes provenant de l'allongement transversal (agrandissement : 40 × 1. Photographie: Prof. ALTMANN). **b** Fort grossissement (141 × 1) d'une zone située au centre de l'image supérieure, montrant encore plus clairement les fibrilles collagènes et les cellules cartilagineuses fortement turgescentes (Photographie : Prof. ALTMANN)

attribué cet effet spécifique à un cisaillement survenant une seule fois (BENNINGHOFF 1924, p. 205). Si on analyse l'argumentation de ROUX, on voit que déjà son point de départ est erroné. En effet, ROUX n'a pas correctement estimé la répartition quantitative du cisaillement dans les formations cartilagineuses sur lesquelles il appuie son raisonnement. Ainsi, pour ne citer qu'un exemple, pour ROUX, le «cisaillement» provoqué par le mouvement de l'articulation serait maximal sous la surface et à la base de l'épiphyse cartilagineuse et minimal au centre de celle-ci. Seul persiste le cartilage situé en périphérie et tout contre l'os, c.-à-d. aux endroits où, d'après ROUX, s'exercerait le «cisaillement» maximal. Au contraire il se calcifie et est remplacé par de l'os au centre de l'épiphyse, où le cisaillement serait minimal. ROUX en conclut que le cisaillement provoque la formation et le maintien du tissu cartilagineux.

Fig. 7. Formation d'îlots cartilagineux dans un tendon amené expérimentalement à glisser sur un fulcrum. Figure de gauche : le tendon direct avant la déviation. Figure de droite : îlots cartilagineux dans le tendon réfléchi. Les schémas inférieurs représentent la direction du tendon (PAUWELS 1940, d'après des préparations histologiques de PLOETZ)

En réalité, les contraintes de cisaillement qui seraient provoquées par le mouvement de l'articulation et qui constitueraient le stimulus pour le maintien du cartilage épiphysaire, ont à peu près la même grandeur dans toute l'épaisseur de l'épiphyse. Ainsi la relation de cause à effet admise par ROUX entre la grandeur de la contrainte de cisaillement d'une part et le maintien du cartilage d'autre part ne peut pas exister.

BENNINGHOFF (1924) pense lui aussi que le «cisaillement» constitue le stimulus pour la formation et le maintien du tissu cartilagineux. Cependant, contrairement à ROUX, il défend avec raison l'opinion que le «cisaillement» ne provient pas du frottement dans l'articulation mais seulement de la pression articulaire. Celle-ci entraîne un déplacement tangentiel du matériau parce que le cartilage articulaire élastique adhère fortement à une base rigide. BENNINGHOFF (1924) pense qu'outre le cisaillement, la métaplasie en tissu cartilagineux requiert encore une déformation spécifique du tissu, un écartèlement des fibres du tissu conjonctif qui décomprime les cellules incluses et leur fournit ainsi une possibilité d'expansion. BENNINGHOFF attribue une importance primordiale à cette déformation spécifique. Mais cette conception de BENNINGHOFF est contredite par les raisonnements théoriques et par de nombreuses observations. Tout d'abord le cisaillement tangentiel provoqué par la compression du cartilage articulaire est maximal dans les couches profondes et diminue vers la périphérie. Par conséquent, l'ossification de l'épiphyse devrait commencer immédiatement sous la surface où le cisaillement tangentiel est minimal. La situation du noyau osseux montre que ce n'est pas le cas. De même, la conception selon laquelle l'écartèlement des fibres du tissu conjonctif est la condition indispensable à la formation du cartilage n'est pas défendable, comme il ressort d'une observation de PLOETZ (1937). Celui-ci fit passer sur un fulcrum un tendon qui auparavant était direct. Des cellules cartilagineuses se formèrent entre les fibres tendineuses dans la région du tendon glissant sur le fulcrum, précisément là où les espaces interfibrillaires sont écrasés par compression transversale (fig. 7).

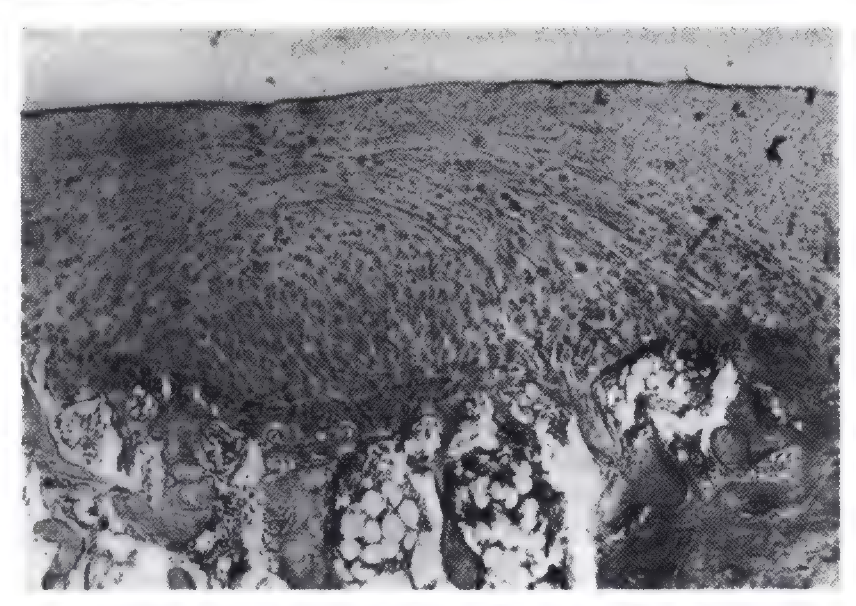


Fig. 8. Cartilage nouveau apparaissant dans l'articulation du genou d'un chien, 226 jours après la résection de cette articulation. Notez les fibres collagènes parallèles à la surface, qui entourent le foyer cartilagineux. (D'après KROMPECHER 1956, fig. 6 p. 480)

KROMPECHER (1937, 1955, 1956, 1958) part aussi de l'hypothèse que les *qualités* de la sollicitation représentent des stimuli spécifiques déterminant la direction que prend la différenciation du tissu mésenchymateux. D'accord avec ROUX (1895), il considère la traction (force de tension; KROMPECHER 1955, p. 122) comme le stimulus spécifique pour la formation de tissu conjonctif. Contrairement à la conception de ROUX, aujourd'hui généralement admise, il pense toutefois que le stimulus spécifique pour la formation de cartilage hyalin n'est pas le «cisaillement», mais la *compression pure* (force de pression; l. c. p. 122). Il en voit la preuve dans l'observation incontestablement pertinente que, dans un tissu de granulation en voie de formation, sous l'effet d'une *force* de compression extérieure, il se produit du tissu cartilagineux.

De ce point de vue, ses préparations histologiques sont très instructives. La fig. 8 montre le tissu de granulation dans l'articulation régénérée du genou d'un chien (KROMPECHER 1956, fig. 6, p. 480). Dans la profondeur, où le tissu de granulation se trouve sur l'os, on observe un îlot assez grand et arrondi de cartilage hyalin. Au-dessus de celui-ci, vers l'interligne articulaire, il existe du tissu conjonctif dont les fibrilles sont essentiellement parallèles à la surface.

KROMPECHER essaye d'expliquer cette localisation du cartilage hyalin en affirmant que le tissu cartilagineux s'est formé là où la compression est la plus forte. Il pense en effet que la compression provenant des surfaces articulaires augmente en profondeur et atteint son maximum au voisinage de l'os. «C'est à cet endroit que la compression agissante bute contre une contre-pression; c'est là que la compression se manifeste le plus intensément et là, dans la profondeur du tissu de granulation, des îlots de cartilage se forment. Ils s'étendront lentement jusqu'à la surface» (KROMPECHER 1956, p. 480). Sa conviction est encore renforcée par l'observation d'une préparation histologique où les lumières des vaisseaux sanguins se rétrécissaient dans la profondeur (l. c. fig. 10, p. 489). «Les capillaires les plus larges . . . se trouvent . . . au-dessus, où la compression est moindre. Ici la pression intravasculaire est plus grande que celle qui agit sur la surface articulaire. Mais si nous allons plus profondément, la compression augmente et rend plus difficile la circulation sanguine. Dans une couche

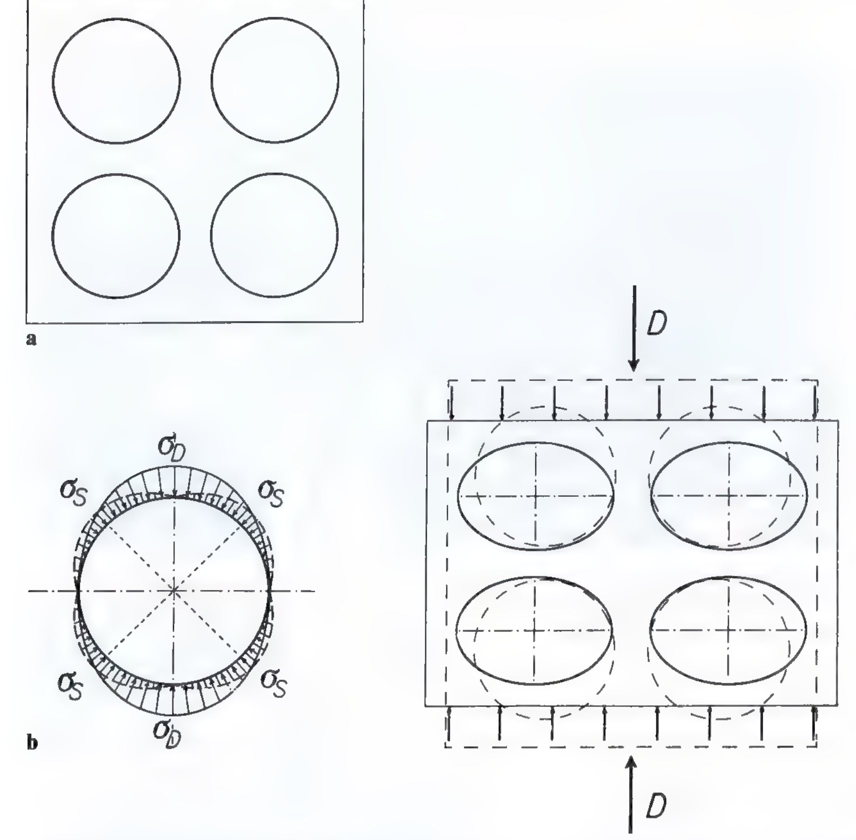


Fig. 9 a–d. Déformation des particules élémentaires dans un cube élastique sous l'action de forces de compression, de traction et de cisaillement. **a** Avant la déformation, les particules élémentaires possèdent une forme sphérique. **b** Sous l'effet d'une force de compression, les particules élémentaires deviennent des ellipses dont le grand axe est perpendiculaire à la direction de la force de compression. **c** Sous l'effet d'une force de traction, les particules élémentaires deviennent également des ellipses mais leur grand axe a la même direction que la force de traction. **d** Sous l'action d'une force de cisaillement, les particules élémentaires se déforment aussi en ellipses dont le grand axe forme un angle de 45° avec la direction du cisaillement.
L'état de contrainte de la particule élémentaire est représenté à gauche, en regard de chaque dessin.
σ_D contraintes de compression.
σ_Z contraintes de traction.
σ_S contraintes de cisaillement.
Des contraintes de cisaillement se produisent pour les trois modes de sollicitation!

plus profonde encore, la compression extérieure est tellement élevée qu'elle dépasse la pression sanguine locale» (l. c. p. 488) [4].

Le raisonnement de KROMPECHER n'est pas convaincant. Il est en contradiction avec le fait que, d'après les règles de la mécanique, la compression * transmise par la surface articulaire opposée a la même grandeur à chaque niveau du tissu de granulation, par conséquent aussi au voisinage immédiat de

[4] Nous reviendrons plus tard sur la remarque de KROMPECHER intercalée ici: «La compression qui s'exerce sur le tissu de granulation doit être considérée comme une pression hydrostatique, dans le sens des idées de Pauwels» (l. c. p. 488).

* Pour éviter tout malentendu il faut remarquer que «compression» signifie ici aussi *force* de compression que KROMPECHER considère comme le stimulus spécifique pour la formation de cartilage, ainsi que nous l'avons mentionné plus haut.

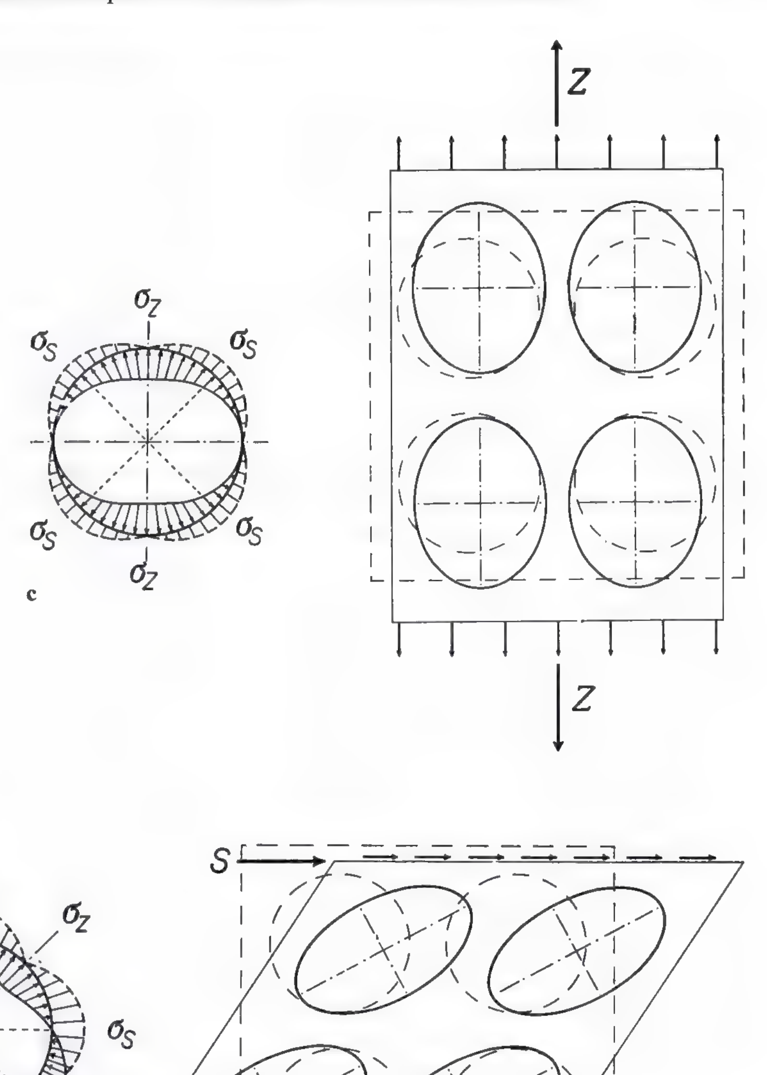


Fig. 9 c et d

l'os. En effet, la compression transmise à l'os ne peut pas être plus grande que celle reçue par la surface articulaire.

Mais si la compression a la même grandeur à chaque niveau du tissu, la relation de cause à effet admise par KROMPECHER, entre sa grandeur et la formation de cartilage, ne peut exister. Il est tout aussi difficile d'expliquer que du tissu conjonctif se soit formé sous l'effet de la compression, au-dessus des îlots cartilagineux, alors que le stimulus spécifique pour la formation de tissu conjonctif serait la traction (force de tension).

Ainsi on n'a pas pu prouver jusqu'à présent que les trois *«qualités»* de la sollicitation, compression, traction et «cisaillement», constituent les stimuli spécifiques pour la différenciation du tissu mésenchymateux.

Théoriquement non plus, il n'est pas possible que les *qualités* de la sollicitation puis-

sent exercer un effet spécifique sur la formation des tissus. On le comprend si l'on considère l'action finale de la compression, de la traction et du cisaillement sur la cellule et la substance fondamentale qui entoure celle-ci. La réaction biologique du tissu ne peut dépendre que de cette action.

Pour faciliter la compréhension du problème, il convient d'examiner d'abord l'effet des sollicitations en compression, en traction et en cisaillement sur les particules élémentaires d'un corps solide élastique.

Sous l'action d'une force de compression, de traction ou de cisaillement, un cube de matière élastique, par exemple de caoutchouc, est déformé de manières différentes. Il est ou écrasé ou étiré ou déformé obliquement, comme le montre schématiquement la fig. 9.

La déformation du cube entraîne celle de ses plus petites particules. Si l'on suppose qu'une particule élémentaire est initialement sphérique (fig. 9 a), cette particule devient une ellipse régulière dans tous les cas, à cause de la déformation du cube, que ce soit sous l'effet de la compression, de la traction ou du cisaillement (fig. 9, b–d). La seule différence consiste dans le fait que le grand axe de l'ellipse se trouve dans des directions différentes lors de la sollicitation en compression, en traction et en cisaillement.

La résistance qu'opposent les forces de cohésion à la déformation elliptique d'une particule élémentaire suscite dans celle-ci des contraintes et, *dans chaque cas, il se produit des contraintes de cisaillement.* Celles-ci se combinent à des contraintes de compression lorsque le corps est soumis à une force de compression, à des contraintes de traction lorsqu'il subit une force de traction, à des contraintes de compression et de traction lorsque la déformation est due à une force de cisaillement (fig. 9 b–d).

Dans un tissu mésenchymateux, composé de cellules et de substance intercellulaire, une force extérieure ne peut pas, en principe, exercer un autre effet sur l'ultime constituant du tissu – la cellule – que celui qu'elle exerce sur la particule élémentaire d'un corps élastique. Par conséquent, toute sollicitation doit provoquer dans la cellule des contraintes de cisaillement combinées à des contraintes de compression ou à des contraintes de traction ou aux deux simultanément. Si le cisaillement combiné à la compression ou à la traction constituait le stimulus pour la formation de tissu cartilagineux, comme Roux le conçoit, il faudrait que du tissu cartilagineux se développe dans chacun des trois cas cités plus haut, puisque chaque mode de sollicitation provoque des contraintes de cisaillement combinées à des contraintes de compression ou de traction.

Cependant de nombreuses observations indiquent qu'il doit y avoir une relation entre les influences mécaniques et la différenciation tissulaire. Mais, comme il a été démontré plus haut, aucune relation ne peut exister entre les qualités de la sollicitation et les différentes espèces de tissus de soutien. Il faut alors se demander si la *déformation* de la cellule ne peut pas renfermer des facteurs qui constituent les différents types de stimuli spécifiques. Les raisonnements suivants permettent de répondre à cette question par l'affirmative.

Comme il est dit plus haut, qu'elles soient sollicitées en compression, en traction ou en cisaillement, les particules élémentaires, supposées sphériques, d'un corps élastique deviennent ellipsoïdales. Cette déformation des particules élémentaires est en général le résultat de deux composantes:

1. une *distorsion pure* qui, si elle se produisait seule, déformerait la sphère en un ellipsoïde de même contenu.

2. *une modification de volume pure* qui, si la particule restait sphérique, entraînerait uniquement un accroissement ou une réduction du contenu de la sphère.

La première composante de la déformation, la *distorsion pure,* provoque un allongement du diamètre de la sphère suivant le grand axe de l'ellipsoïde. Transposée à la cellule, la distorsion pure entraîne une augmentation unidirectionnelle du diamètre, un *allongement* de la cellule et de la substance fondamentale qui l'entoure. Il n'en résulte que peu ou pas de contraintes parce que, pratiquement, la cellule n'oppose aucune résistance à l'allongement.

Mais *l'allongement* constitue un stimulus mécanique auquel la cellule et surtout la substance intercellulaire qui l'entoure doivent réagir en formant des fibrilles collagènes. Ceci ressort des considérations théoriques suivantes et a pu être démontré expérimentalement.

La substance intercellulaire, riche en protéines, contient des chaînes moléculaires dont les composantes monomères (acides aminés) sont fournies par le plasma cellulaire et sont, sans doute déjà dans la cellule, rassemblées en polypeptides. Ces chaînes moléculaires (micelles), d'abord situées en désordre dans la substance intercellulaire, y constituent des particules allongées en bâtonnets. Leur alignement par allongement est possible et a été démontré. L'allongement les parallélise. Elles glissent les unes sur les autres jusqu'à ce qu'elles soient fixées les unes aux autres par des forces intermoléculaires et se soudent sous forme de fibrilles collagènes.

Par conséquent, *l'allongement* peut être considéré comme le stimulus spécifique pour la formation de fibrilles collagènes et donc de tissu conjonctif. Or, comme chaque mode de sollicitation provoque une distorsion de la cellule et donc un allongement, *les trois modes de sollicitation, compression, traction et cisaillement, doivent entraîner la formation de tissu conjonctif.* Des observations l'ont confirmé.

Les trois modes de sollicitation ne se distinguent entre eux que par la direction et l'ordre de grandeur de l'allongement qu'ils provoquent. La traction entraîne un allongement dans la direction de la force de traction, la compression un allongement en direction perpendiculaire à la force de compression et le cisaillement un allongement incliné à 45° sur la force agissante.

La fig. 10 représente graphiquement les grandeurs différentes de l'allongement provoqué par les trois modes de sollicitation. Sous l'action d'une force de même grandeur, c'est l'allongement dû à la sollicitation en compression qui est le plus petit. Il est double lors de la sollicitation en traction et triple lors de la sollicitation en cisaillement. Ceci explique aussi le fait bien connu que le cisaillement est si dangereux pour la guérison des fractures.

Un stimulus spécifique pour la formation de tissu se déduit aussi de la seconde composante de la déformation de la particule élémentaire, la *variation de volume* pure. Si la forme sphérique de la particule élémentaire est conservée, une variation de volume pure ne peut être provoquée que par une pression ou une traction hydrostatique, c.-à-d. par une compression ou une traction agissant

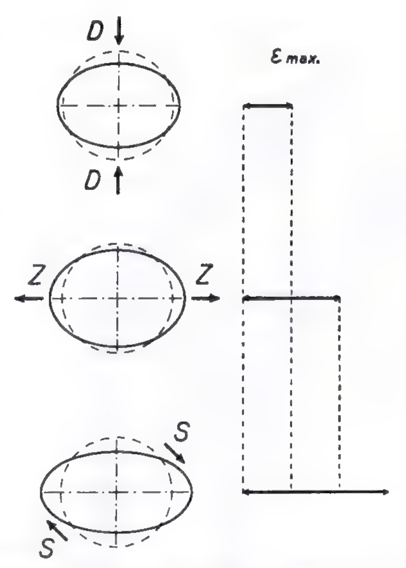


Fig. 10. Grandeur de l'allongement (ε) provoqué par une sollicitation en compression (*D*), par une sollicitation en traction (*Z*) et par une sollicitation en cisaillement (*S*). Les valeurs maximales de l'allongement (ε_{max}) sont dans le rapport 1 : 2 : 3

dans toutes les directions avec la même grandeur *. Pour la cellule, seule la pression hydrostatique entre en ligne de compte parce qu'une traction hydrostatique ne peut pas se produire dans un tissu.

La cellule peut résister à n'importe quelle grandeur de pression hydrostatique puisqu'elle est avant tout composée d'eau qui pratiquement n'est pas compressible. La pression hydrostatique – contrairement à la distorsion pure – provoque donc dans la cellule des contraintes qui peuvent atteindre une grandeur énorme.

Dans un tissu mésenchymateux, la pression hydrostatique peut provenir de deux causes : 1. de forces externes, c.-à-d. de forces de compresssion agissant sur le tissu à partir de l'extérieur et 2. de forces de croissance internes lorsqu'une augmentation du volume tissulaire, qui peut résulter d'un accroissement de la substance ou d'un gonflement, rencontre une résistance de toute part. Ces

* On peut aussi parler de pression hydrostatique quand il existe une compression égale de partout non pas dans un liquide mais dans un corps semi-solide ou solide (selon Mesmer, G., Spannungsoptik, Berlin : Springer 1939)

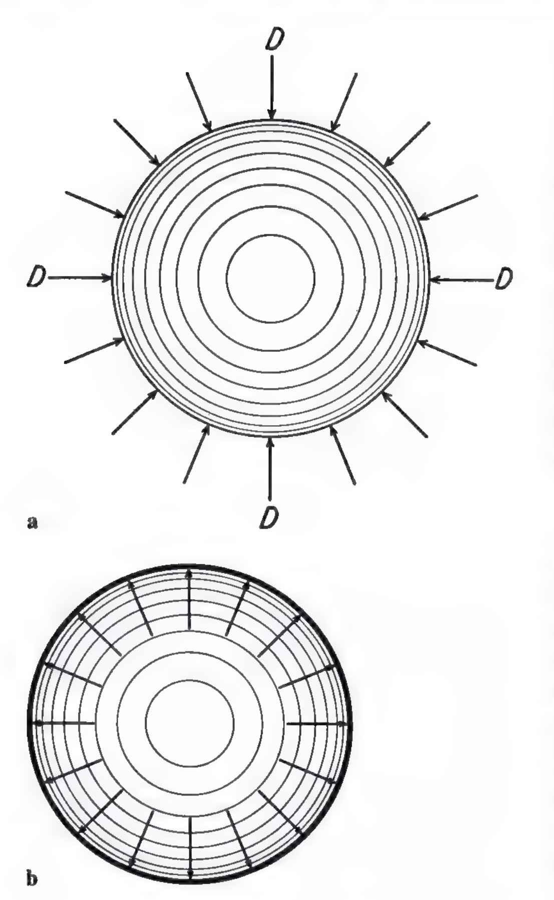


Fig. 11 a et b. Schéma expliquant la production de la *pression hydrostatique :* **a** par des forces extérieures (flèches); **b** par des forces de croissance internes (flèches) en présence d'une enveloppe résistant à la traction (contour renforcé)

deux possibilités sont représentées schématiquement à la fig. 11.

On peut démontrer de façon impressionnante la différence d'action entre compression linéaire et pression hydrostatique à l'aide d'un œuf mollet débarrassé de sa coquille et qui figure la cellule. Cet œuf se laisse écraser par une compression linéaire relativement minime (dans l'expérience, celle-ci peut être produite par un poids) car il n'oppose guère de résistance. Si, par contre, on l'introduit dans un cylindre rempli d'eau et qu'à l'aide d'un piston étanche on exerce une compression, il peut supporter des forces de compression très grandes sans subir la moindre déformation, parce que la pression hydrostatique s'exerce de façon égale de toute part. Des contraintes très élevées peuvent en résulter.

Comme des observations le montrent clairement, des cellules d'un tissu mésenchymateux réagissent d'une manière caractéristique aux endroits où elles subissent une pression hydrostatique. Elles rentrent leurs ramifications, elles s'arrondissent et, en se gonflant, augmentent plusieurs fois leur volume initial (fig. 12). On peut penser que le gonflement de la cellule est dû à un changement du métabolisme provoqué par les contraintes de pression hydrostatique. Une modification du pH pourrait y jouer un rôle en provoquant un transport de liquide dans la cellule renfermée dans une enveloppe semi-perméable.

De plus, certaines observations plaident en faveur d'un gonflement progressif de la cellule sous l'effet d'une pression hydrostatique pure.

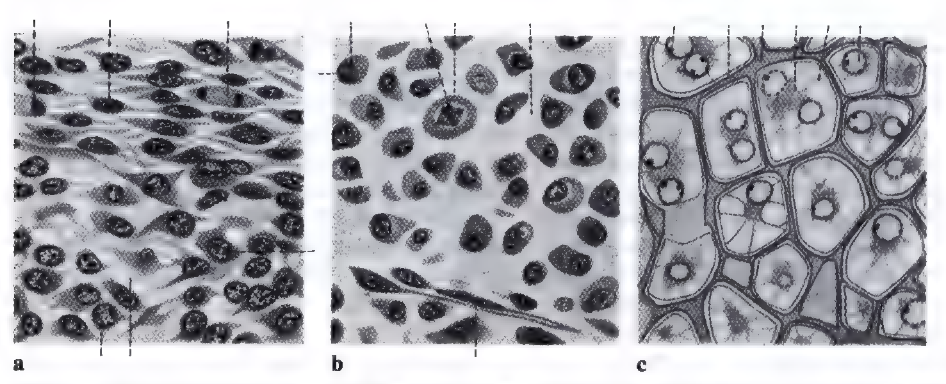


Fig. 12. Différentes étapes de la différenciation des cellules cartilagineuses au cours de la guérison d'une fracture. Plus de détails dans le texte (d'après Wurmbach 1928). Les traits proviennent de l'original et sont sans signification dans ce contexte

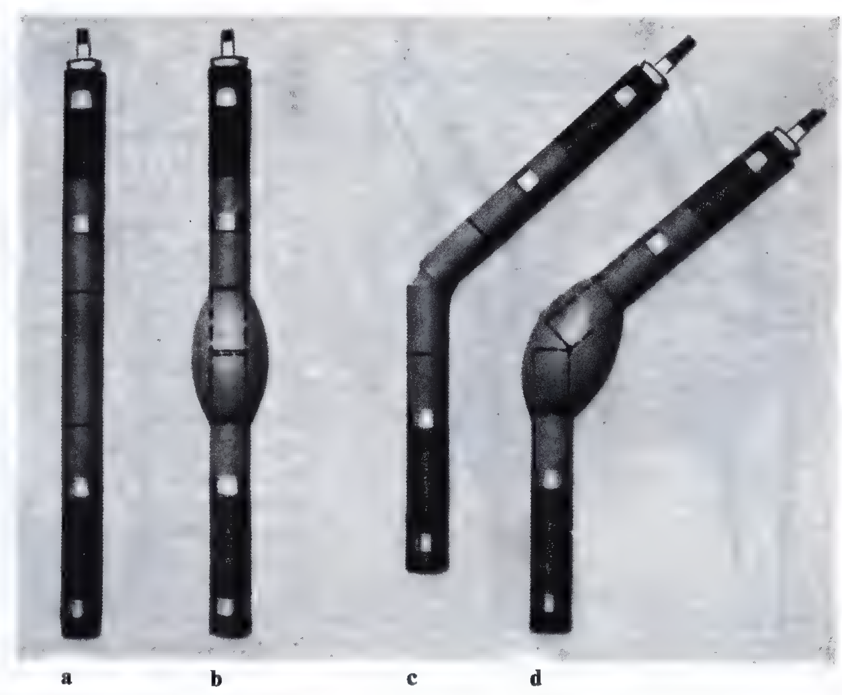


Fig. 13 a–d. Expérience sur modèle pour illustrer la distribution du cal. **a** Tube rigide, coupé en son milieu. Une mince gaine de caoutchouc entoure l'endroit de la section. **b** Remplie d'eau, la gaine se gonfle symétriquement, à l'endroit de la section. **c** Les fragments du tube sont coudés à l'endroit de la section. **d** Remplie d'eau, la gaine coudée subit un élargissement asymétrique. Le gonflement le plus prononcé se trouve dans l'ouverture de l'angle formé par les fragments (d'après PAUWELS 1940)

Si le tissu est enveloppé dans une gaine rigide, par exemple dans un tube osseux, le gonflement des cellules augmente de plus en plus la pression hydrostatique, ce qui doit encore accroître davantage le volume des cellules. Ce cercle vicieux peut finalement provoquer la disparition du tissu cartilagineux par calcification et son remplacement par du tissu osseux. C'est le processus bien connu de l'ossification enchondrale.

Si, par contre, l'enveloppe peut céder à l'expansion du tissu enfermé parce qu'elle ne résiste qu'à une augmentation limitée de la pression hydrostatique, il peut s'établir un état d'équilibre entre cette dernière et la tension de l'enveloppe, pour une certaine grandeur de la pression, encore compatible avec les conditions de vie du cartilage. Dans ce cas le cartilage persiste.

Dans les endroits où un cisaillement intermittent se surajoute à la pression hydrostatique, les cellules subissent une distorsion intermittente minime (une sorte de «foulage») et restent relativement petites. Là le cartilage présente toutes les propriétés d'un cartilage jeune en croissance, riche en substance fondamentale et en mitoses. On peut imaginer que la distorsion intermittente de la cellule limite son expansion, en modifiant les propriétés osmotiques de la membrane semi-perméable.

En bref, les considérations théoriques concordent parfaitement avec de nombreuses observations pour montrer que les *trois qualités de la sollicitation* – compression, traction et cisaillement – ne peuvent pas constituer des stimuli pour la cellule. Il ne peut y avoir que *deux types* de stimuli mécaniques pour la formation du tissu. Ils peuvent se déduire des deux composantes de l'état de déformation :

1. l'allongement qui représente le stimulus spécifique pour la formation de fibrilles collagènes, et donc de tissu conjonctif, et



Fig. 14. Schéma du mécanisme de la mise sous tension dans une fracture avec angulation. *Z* côté de la traction où s'est constitué un puissant hauban formé de fibres collagènes. *D* côté de la compression où se trouve la plus grande partie du cal cartilagineux. Voir les explications plus détaillées dans le texte (d'après PAUWELS 1940)

2. *la pression hydrostatique* qui constitue le stimulus spécifique pour la formation de tissu cartilagineux.

Un exposé détaillé de cette thèse dépasserait le cadre de cette communication. Nous nous bornerons à quelques observations qui étayent la théorie. Nous y ajouterons la discussion d'un cas clinique. Celui-ci peut être considéré comme une expérience biologique démontrant que la pression hydrostatique constitue le stimulus mécanique spécifique pour la formation de cartilage hyalin.

D'abord, une représentation schématique montrera que, dans le processus de guérison des fractures, la nature et la localisation des différents tissus de soutien correspondent à la théorie.

Dans une fracture avec angulation des fragments, la masse principale du cal se trouve toujours dans l'ouverture de l'angle. Cette répartition du cal est due aux conditions hydrostatiques, ainsi que nous l'apprend l'expérience représentée fig. 13.

Un tube rigide est divisé en deux moitiés (fig. 13 a). Un fin manchon de caoutchouc enveloppe l'endroit de division. Si le tube est rempli d'eau sous pression, il se forme un élargissement fusiforme et symétrique de la gaine (fig. 13 b).

Si, avant l'apport d'eau, un coude a été créé entre les deux moitiés du tube (fig. 13 c), la pression de l'eau produit un gonflement plus important dans l'ouverture de l'angle, moins prononcé du côté opposé (fig. 13 d).

De même, dans une fracture avec angulation des fragments, la masse principale de l'hématome et du premier blastème se trouve dans l'ouverture de l'angle de la fracture. De plus, l'expérience montre que le premier blastème se trouve d'emblée sous pression hydrostatique et qu'il y est maintenu par la tension du périoste soulevé et par l'enveloppe de parties molles. Répondant à cette sollicitation en pression hydrostatique, du tissu cartilagineux se forme dans le blastème renfermé. Suivant les recherches de WURMBACH (1928) sur des souris, cette chondrogenèse évolue de la façon suivante. Les cellules rentrent d'abord leurs ramifications, elles s'arrondissent et, aux stades ultérieurs, elles gonflent au maximum (fig. 12). Comme cette turgescence importante des cellules n'est pas accompagnée d'une surproduction correspondante de substance fondamentale, les cellules sont finalement pressées les unes contre les autres dans une trame de tissu intercellulaire formant des alvéoles à parois minces (diminution *relative* de la substance fondamentale, voir fig. 12 c).

Du côté convexe de la fracture, le périoste et la gaine formée par les parties molles, ainsi que le tissu en formation, sont mis sous tension à cause de l'inclinaison réciproque des fragments. Ils sont donc étirés (comparer au tube décrit plus haut!). On y observe toujours une forte liaison de tissu conjonctif qui ponte les fragments comme un ligament et qui s'étend jusqu'à la moelle (fig. 14 a). Elle s'oppose à une accentuation de l'inclinaison des fragments.

Dans l'ouverture de l'angle formé par les fragments, où – ainsi qu'il a été dit plus haut – le tissu de formation se trouve sous pression hydrostatique dans sa gaine de parties molles, la pression hydrostatique continue d'augmenter grâce à la multiplication et surtout grâce à la turgescence des cellules



Fig. 15. Image histologique montrant la répartition du cal dans une fracture de jambe avec angulation, chez une souris blanche. Au milieu du cal cartilagineux, dans l'ouverture de l'angle, un allongement transversal se surajoute à la pression hydrostatique. Les cellules cartilagineuses y sont demeurées petites (*JKn*) (d'après WURMBACH 1928). Les traits sans marque n'ont aucune signification dans ce contexte

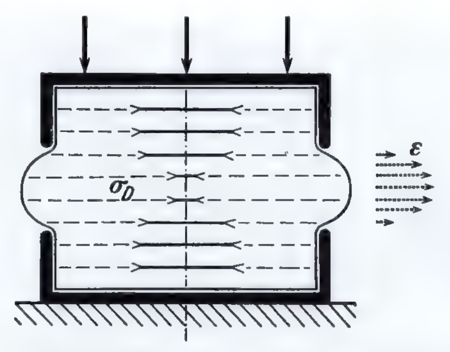


Fig. 16. Schéma de la compression d'un cube élastique entre deux plateaux à bords relevés. Ce n'est qu'au milieu, où il n'y a pas de bords, qu'un allongement transversal ε peut avoir lieu. Il atteint sa valeur maximale au milieu de la fente (PAUWELS 1959)

(fig. 14 b). De cette façon, la paroi de la poche est plus bombée de ce côté. En conséquence, elle est plus tendue et se renforce par formation de fibrilles collagènes. La tension accrue de la paroi résistant à la traction tend à augmenter l'inclinaison des fragments l'un par rapport à l'autre. Cette tendance est toutefois contrecarrée par le pont de tissu conjonctif du côté convexe du foyer de fracture. Grâce au jeu des forces de part et d'autre de celle-ci, c.-à-d. grâce aux deux forces de traction qui agissent et du côté convexe et du côté concave, et qui s'équilibrent, les fragments sont pressés fortement l'un contre l'autre et immobilisés.

La première formation d'os se produit loin du trait de fracture, sous la forme caractéristique de coins, immédiatement à partir du périoste soulevé, dans l'angle supérieur et dans l'angle inférieur de la gaine bombée constituée par les parties molles. De là, le tissu osseux s'avance le long de l'enveloppe de parties molles, à partir des deux extrémités vers le milieu (fig. 15). Ainsi la partie supérieure et la partie inférieure du cartilage sont enserrées dans une enveloppe rigide comme dans un coquetier. A cause de la rigidité de la paroi, la pression hydrostatique augmente dans ces deux portions de cartilage, ce qui produit une expansion maximale des cellules. En conséquence, les masses cartilagineuses enfermées se pressent du haut et du bas vers le milieu. La portion de cartilage située au milieu est ainsi comprimée en direction longitudinale et, par conséquent, s'allonge transversalement (fig. 16). Ceci produit un renflement encore plus important de l'enveloppe vers l'extérieur dans sa partie encore flexible située entre les coques osseuses. Dans la partie centrale, l'allongement transversal se surajoute à la pression hydrostatique. Les cellules y sont soumises à une distorsion minime et intermittente dans la direction de l'allongement, par l'excitation tétanique de la gaine musculaire. Elles sont petites et le cartilage y présente toutes les propriétés d'un cartilage jeune en croissance. Par-ci par-là nous trouvons dans cette partie centrale, là où l'allongement transversal est maximal, des fibrilles collagènes perpendiculaires à la direction de la compression, donc dans la direction de l'allongement. Elles se reconnaissent nettement, entre autres, dans la préparation histologique de WURMBACH (1928) (fig. 17). Leur présence à cet endroit démontre que ce n'est pas la traction qui

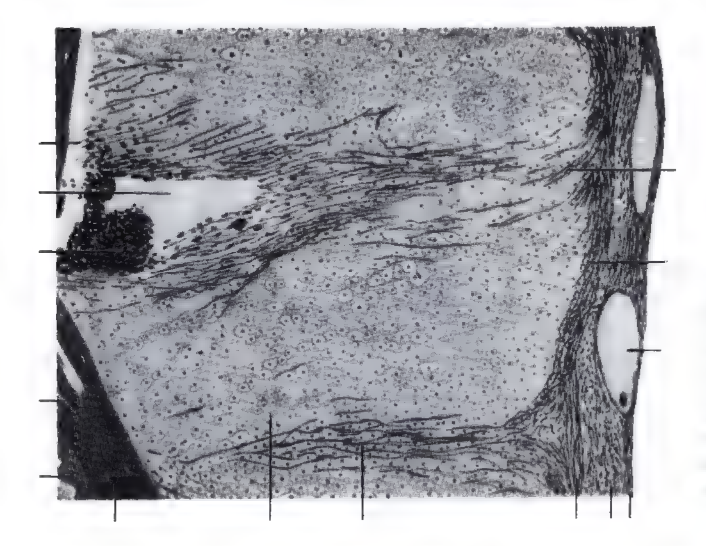


Fig. 17. Fracture de l'avant-bras d'une souris blanche guérie avec une angulation. Cal cartilagineux provenant de l'ouverture de l'angle. A l'endroit du plus grand allongement transversal, des fibrilles collagènes se sont formées. Elles sont perpendiculaires à la direction de la compression (WURMBACH). Les traits sont ici sans signification

constitue le stimulus spécifique pour la formation de fibrilles, mais bien l'allongement, car la coupe de tissu dans laquelle apparaissent les fibrilles s'était allongée transversalement sous l'effet d'une compression longitudinale. Puisque l'allongement transversal se heurtait à la résistance de l'enveloppe bombée, c'étaient des contraintes de compression qui agissaient en direction de cet allongement (donc dans la direction dans laquelle les fibrilles se sont formées!) et non des contraintes de traction.

Tout comme dans la guérison des fractures, dans la pseudarthrose l'histogenèse concorde avec la théorie proposée.

La fig. 18 est la radiographie d'une pseudarthrose oblique du tibia. La sollicitation y est indiquée. La charge (marquée par la flèche centrale) agit par sa composante *S* comme une force de cisaillement pure et par sa composante *D* comme une force de compression pure sur le tissu de la pseudarthrose. En même temps que la compression, un cisaillement puissant s'est donc exercé sur le premier blastème de la fracture. D'après la conception de ROUX, du tissu cartilagineux aurait dû se former. La fig. 19 montre cependant que toute la bande de pseudarthrose est constituée de tissu conjonctif. Cette formation de tissu est tout à fait compréhensible. En effet, non seulement la force de cisaillement a fortement étiré le blastème suivant la direction de la fente de pseudarthrose, mais la composante de compression pure perpendiculaire à celle-ci provoque aussi un allongement dans la direction de la fente puisqu'elle entraîne l'expansion du tissu perpendiculairement à sa propre direction.

Les fig. 20–23 représentent à plus fort grossissement la formation de tissu dans les régions entourées de cercles dans la fig. 19.

Dans la zone supérieure (fig. 20) ainsi que dans la totalité de la bande de pseudarthrose, le tissu est constitué de fibres conjonctives

Fig. 18. Radiographie d'une pseudarthrose oblique du tibia. Le parallélogramme des forces montre la décomposition de la force sollicitante en une composante de compression pure *D* perpendiculaire à la pseudarthrose et en une composante de cisaillement *S* parallèle à la pseudarthrose

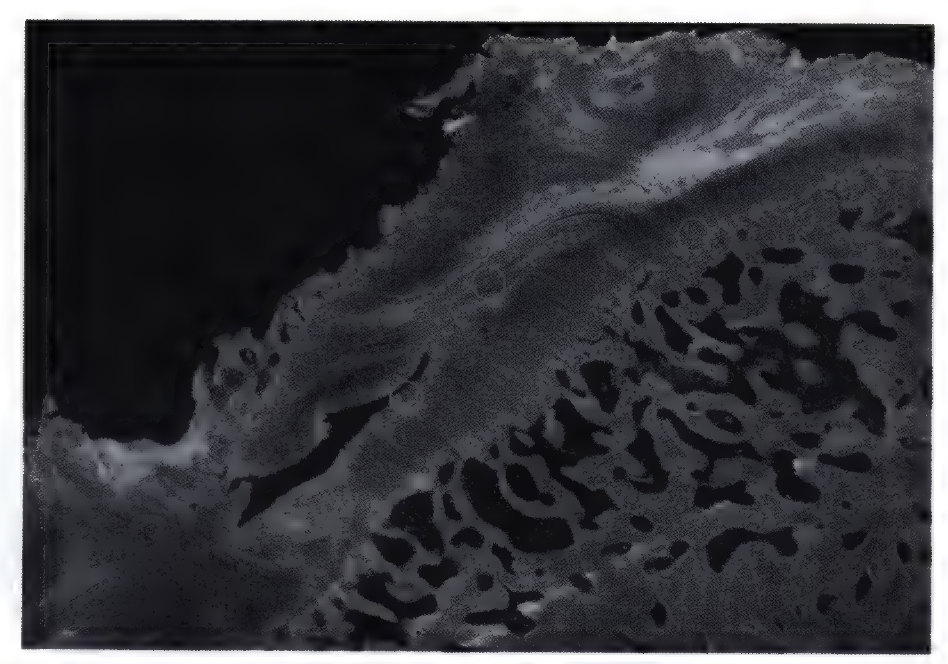


Fig. 19. Vue histologique d'ensemble du tissu de la pseudarthrose représentée fig. 18. Ce tissu se compose presque exclusivement de tissu conjonctif collagène

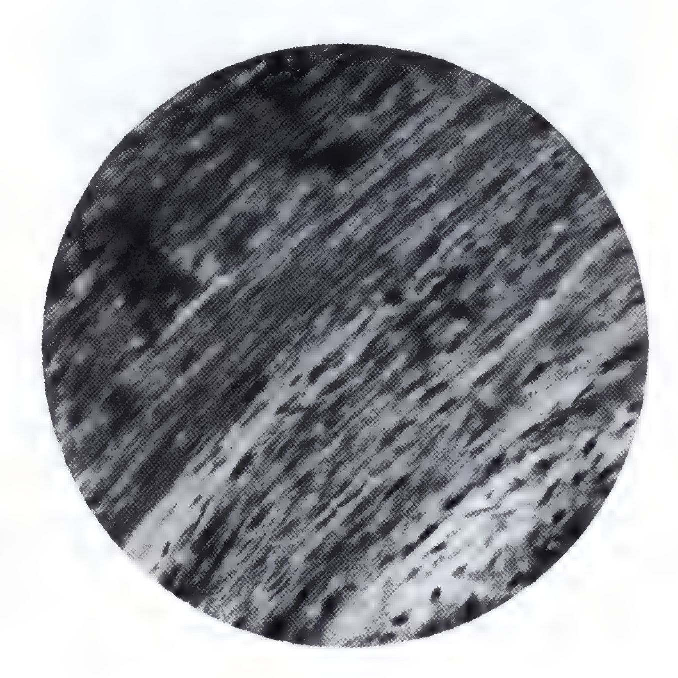


Fig. 20. Fort grossissement (environ 200 fois) de la zone de la fig. 19 limitée par le cercle du milieu. Le tissu se compose ici de tissu conjonctif à orientation parallèle

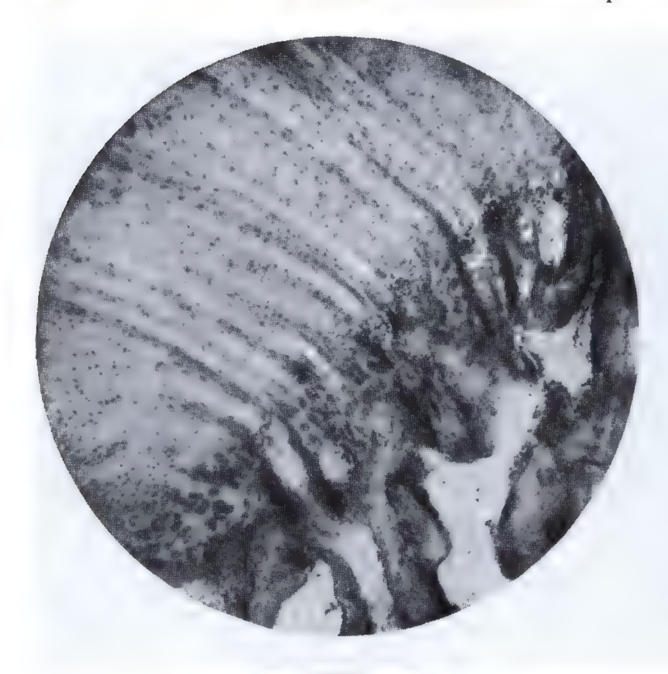


Fig. 21. Autre zone de la même préparation histologique de la pseudarthrose, agrandie environ 65 fois (limitée par le cercle de droite de la fig. 19). Les fibrilles collagènes sont ancrées dans le tissu spongieux de l'os limitrophe; entre elles, des nids de cellules cartilagineuses

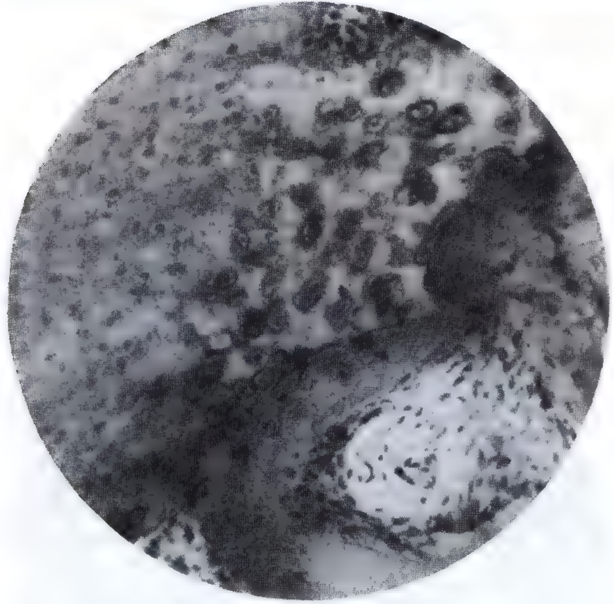


Fig. 22. Même zone que la fig. 21 mais à un grossissement d'environ 200 fois. Un des nids de cellules cartilagineuses situé tout près des travées spongieuses est ici clairement reconnaissable

allongées avec des cellules fusiformes intercalées. La fig. 21 montre la zone inférieure située immédiatement contre l'os. Les travées fibreuses sont ancrées dans le tissu spongieux et, dans les lacunes de celui-ci, ainsi que directement au contact de l'os, des cellules cartilagineuses se trouvent entre les faisceaux fibrillaires. Elles sont facilement reconnaissables à un plus fort grossissement (fig. 22). Là aussi la formation de cartilage est prévisible. Puisque l'ancrage des fibrilles oppose une résistance à l'allongement, la composante de compression pure agit seule sur les cellules situées dans les lacunes du tissu spongieux. Elle y provoque une pression hydrostatique de même qu'au voisinage im-

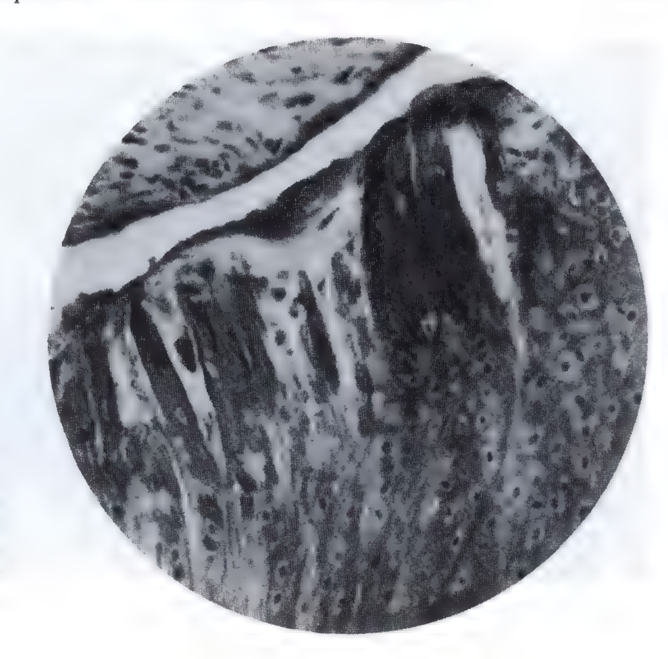


Fig. 23. Zone de la préparation histologique de la pseudarthrose fig. 19 chevauchant la fente (limitée par le cercle de gauche dans la fig. 19), à un grossissement d'environ 200 fois. Sous l'effet de la pression hydrostatique, il s'est formé du tissu cartilagineux jusque tout contre la fente

médiat de l'os car la résistance à l'allongement transversal y entraîne aussi des contraintes de compression perpendiculaires à la force de compression (voir page 410).

A un endroit de la pseudarthrose, une déchirure des fibres conjonctives a provoqué la formation d'une fente qui s'est remplie d'une sorte de liquide synovial (fig. 19) et a complètement modifié la sollicitation des tissus. Sur l'étendue de la fente, les surfaces ont pu glisser l'une sur l'autre pratiquement sans frottement. La force de cisaillement n'y a plus provoqué d'allongement du tissu. C'est pourquoi, après que la fente fût apparue, seule la composante de compression pure a agi sur les tissus la délimitant. En conséquence, les cellules situées entre les fibrilles furent sollicitées en pression hydrostatique, l'allongement transversal ayant été supprimé.

La coupe suivante représente la même région (fig. 23) mais à plus fort grossissement. Des cellules cartilagineuses se sont formées dans toute la largeur de la bande tissulaire, jusqu'au bord de la fente, c.-à-d. partout où s'exerce une pression hydrostatique. Des faisceaux fibreux déchirés encore reconnaissables montrent qu'avant la formation de la fente et dans la région même où celle-ci s'est créée, une liaison de tissu conjonctif pur s'était développée sous l'action de la force de cisaillement. Les cellules cartilagineuses ne peuvent donc s'être formées qu'après la conversion de l'allongement en pression hydrostatique.

Quatre autres observations confirment la conception selon laquelle la pression hydrostatique constitue le stimulus pour la formation de tissu cartilagineux.

Roulet (1935), en culture de tissu in vitro, examina des parcelles cubiques de cartilage, prélevées dans l'épiphyse et complètement débarrassées du périchondre. Il observa une dédifférenciation des cellules cartilagineuses, sur les bords, là où il n'y avait plus de pression hydrostatique à cause de l'absence d'enveloppe. Les cellules prenaient une forme allongée, elles formaient des ramifications et elles migraient vers le milieu environnant (fig. 24). Nous voyons donc, après la suppression de la pression hydrostatique, les mêmes variations de forme de la cellule que celles que l'on peut observer lorsque la pression hydrostatique agit sur la cellule mésenchymateuse (voir fig. 12). Mais elles se succèdent maintenant en sens inverse.

L'importance du gonflement de la cellule dépend de la grandeur de la pression hydrostatique, comme il ressort des observations suivantes de Studitsky (1934 a, b) (fig. 25). L'ébauche cartilagineuse du fémur du poulet

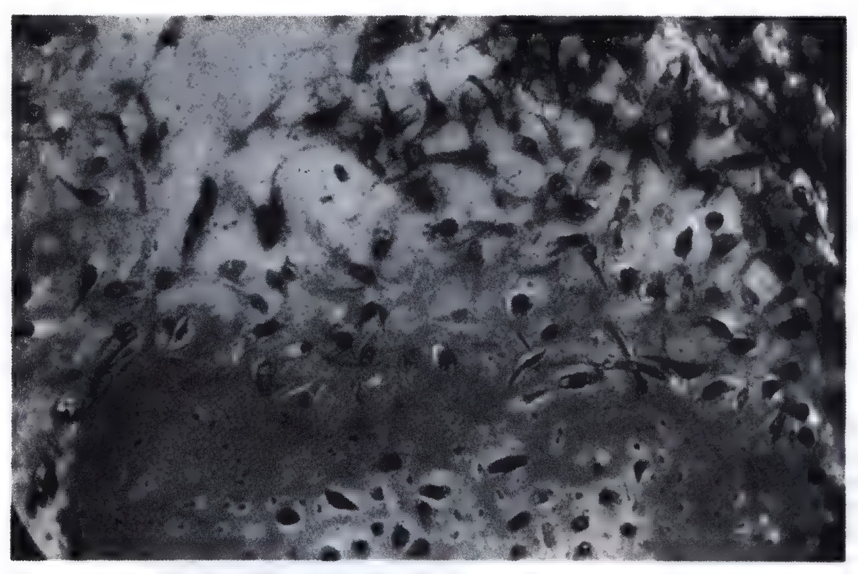


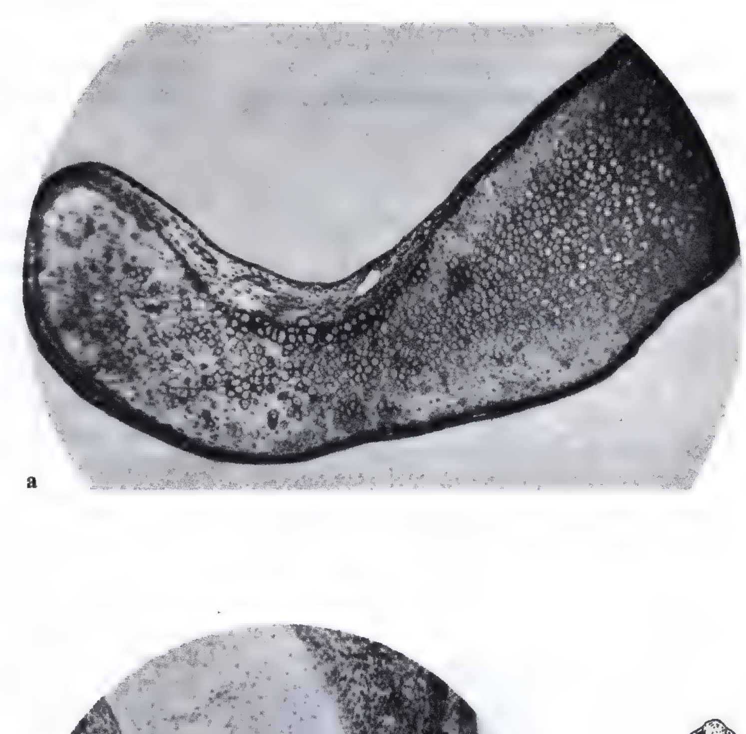
Fig. 24. Cellules dédifférenciées d'un transplant de cartilage, qui reprennent un caractère mésenchymateux (d'après ROULET 1935)

fut cultivée sur membrane allantoïde, après avoir été totalement libérée de toutes les parties molles et du périchondre. Dans la zone diaphysaire, un certain gonflement des cellules se produisit, sans diminution relative de la substance fondamentale quoique les cellules atteignissent le stade final de leur développement (fig. 25 a). A cause d'une certaine flexibilité de l'enveloppe, le gonflement initial des cellules ne pouvait augmenter que très peu la pression hydrostatique dans cette ébauche de squelette et les cellules demeurèrent relativement petites.

L'ébauche du fémur opposé fut entourée d'un lambeau de périoste et resserrée fortement en son milieu au moyen d'un cheveu, ainsi que le montre le dessin (fig. 25 c). La même expérience fut entreprise avec des phalanges d'orteils, encore cartilagineuses, provenant d'embryons humains. Les deux expériences donnèrent les mêmes résultats (fig. 25 b). Au niveau de l'étranglement, l'enveloppe devint rigide, ce qui devait entraîner une augmentation progressive de la pression hydrostatique. Dans cette zone, un gonflement maximal des cellules s'ensuivit, ainsi qu'une forte diminution relative de la substance fondamentale. Puisque l'extrême gonflement des cellules se produisit exclusivement au niveau de l'étranglement et non pas dans les parties supérieure et inférieure de l'ébauche cartilagineuse également entourées de périoste, il ne peut être attribué qu'à une augmentation de pression, provoquée indirectement par la ligature.

La préparation histologique de KROMPECHER (1956) déjà citée apporte une autre confirmation de la théorie avancée, lorsque la sollicitation mécanique y est correctement analysée. Pour mieux comprendre le raisonnement, on peut partir d'un modèle théorique dont la sollicitation mécanique correspondrait à celle du tissu de granulation de la préparation de KROMPECHER (fig. 8). La particularité de cette sollicitation provient de ce que le tissu de granulation adhère fortement au support osseux et que sa surface libre est mise en charge sans frottement appréciable. Il subit donc une sollicitation analogue à celle du cube en matériau élastique et homogène de la fig. 26.

La force de compression écrase le cube verticalement et l'allonge horizontalement. L'allongement ε est maximal à la surface supérieure libre et diminue vers le bas jusqu'à devenir nul parce que la surface profonde adhère fortement au support, ce qui rend l'allongement transversal impossible. La résistance que l'adhérence oppose à celui-ci pro-



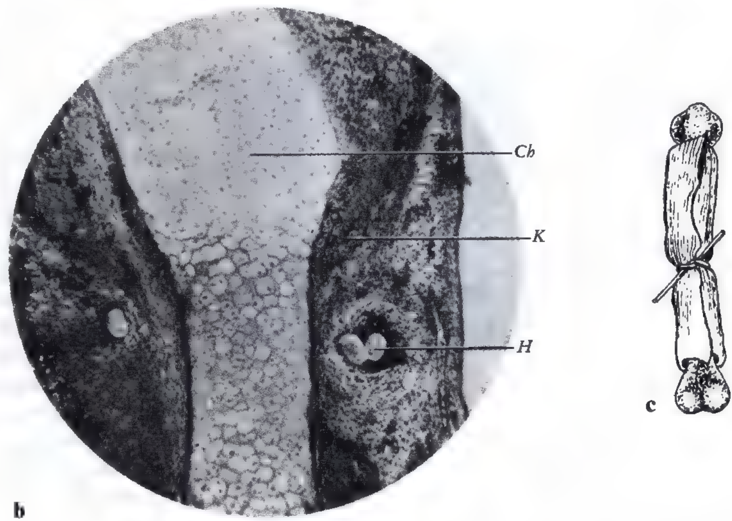


Fig. 25 a–c. Relation entre le gonflement des cellules cartilagineuses et la grandeur de la pression hydrostatique. **a** Ebauche cartilagineuse du fémur, libérée de son périchondre, d'un embryon de poulet âgé de 8 jours, cultivée sur membrane allantoïde. Le développement des cellules cartilagineuses progresse jusqu'au début de leur gonflement. Il ne continue plus à cause de la limitation de la pression hydrostatique. **b** Ebauche cartilagineuse de la première phalange de l'orteil d'un embryon humain de 9 semaines, entourée d'un lambeau de périoste et cultivée sur membrane allantoïde. *Ch* cartilage, *K* os, *H* ligature par un cheveu qui enserre le périoste pour le fixer. Dans la région de la ligature, l'augmentation de la pression hydrostatique provoqua la formation de cellules cartilagineuses turgescentes typiques avec formation ultérieure de tissu osseux. **c** Schéma montrant la technique de l'étranglement par le cheveu (a et c d'après STUDITSKY 1934 a; b d'après STUDITSKY 1934 b)

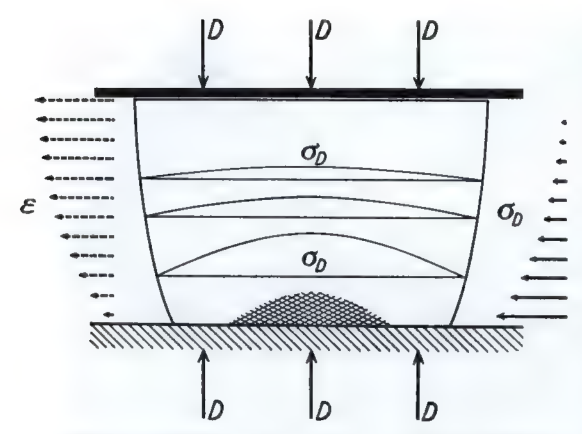


Fig. 26. Schéma d'un cube en matière élastique fortement adhérant à une base rigide. Ce cube est comprimé par un plateau lisse, sans frottement. A gauche, l'allongement transversal (ε) est représenté graphiquement. Il diminue de la surface libre vers la base. A droite est représentée la compression transversale σ_D provoquée par la résistance à l'allongement transversal. Elle augmente de haut en bas. Les trois diagrammes dans le cube montrent, à des niveaux différents, la répartition des contraintes de compression transversales dans la coupe du cube. La région hachurée au-dessus de la base délimite la zone dans laquelle les contraintes de compression verticales (provoquées par la force de compression indiquée par des flèches verticales) et les contraintes de compression horizontales (provoquées par la résistance à l'allongement transversal; voir le diagramme de droite) ont à peu près la même grandeur. Il règne dans cette zone une pression hydrostatique et c'est là que se forme du cartilage hyalin, dans un blastème sollicité de la même façon

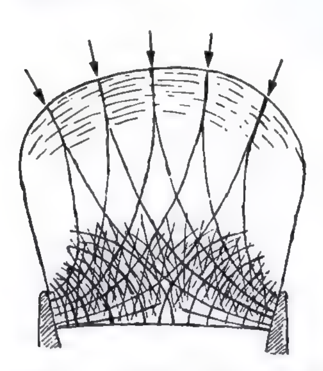


Fig. 27. Modèle photo-élastique de Gebhardt pour expliquer le processus de différenciation du cartilage épiphysaire d'un os tubulaire de mammifère. La charge a été appliquée successivement en plusieurs endroits de la surface articulaire et les images des trajectoires ainsi obtenues ont été superposées (d'après Gebhardt 1911)

voque des contraintes de compression σ_D qui agissent transversalement. Elles sont maximales à la base et tombent à zéro à la surface libre.

En même temps que les contraintes de compression verticales qui ont *la même* grandeur à chaque niveau, des contraintes de compression agissent en direction transversale. Elles sont maximales au voisinage du support et diminuent vers le haut. A tous les niveaux, la compression transversale est nulle aux deux bords et s'accroît vers le milieu de la coupe, comme l'indique le diagramme. Il se trouve donc, contre le support, une zone arrondie (hachurée) dans laquelle agissent des contraintes de compression à peu près égales de partout, c.-à-d. une pression hydrostatique.

Le cartilage s'est formé dans une zone située au même endroit que la zone hachurée dans le schéma. On peut en conclure que la pression hydrostatique en constitue le stimulus spécifique.

Vers le haut où la pression uniaxiale prédomine et provoque l'allongement du tissu, se trouvent des fibrilles collagènes, tissu conjonctif orienté dans la direction de l'allongement. Ceci correspond à la théorie.

Après la formation d'une couche de cartilage hyalin tout contre le support osseux, la transition entre le cartilage hyalin et le tissu de granulation voisin plus flexible devient la surface adhérente empêchant l'allongement transversal. Les contraintes de compression horizontales provoquées par la résistance à l'allongement remontent à ce niveau. Là, tout contre le cartilage, se crée une nouvelle zone de pression hydrostatique dans laquelle le tissu de granulation doit se transformer en cartilage, et ainsi de suite. Le cartilage en formation pousse donc en quelque sorte une zone de pression hydrostatique devant lui jusqu'à ce qu'il ait atteint la surface libre. Les observations de Krompecher trouvent ainsi une explication théorique incontestable.

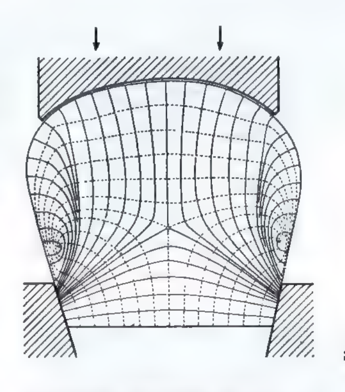
La quatrième observation concerne la situation du noyau osseux dans l'épiphyse cartilagineuse. Gebhardt (1911) déjà rechercha une explication mécanique à sa localisation. Dans ce but, il utilisa le premier la méthode photo-élastique. Il mit successivement en charge différentes zones punctiformes de la surface articulaire d'un modèle simple en

celluloïd. Pour chaque mise en charge, il détermina les trajectoires de compression (fig. 27). Il trouva ainsi une zone centrale où se croisent les trajectoires des contraintes et qu'il rendit responsable de la formation du noyau épiphysaire. «Puisque la zone centrale contient ... la plus grande accumulation de contraintes ..., c'est là, en conséquence, qu'apparaît dans la suite le noyau osseux épiphysaire» (l. c., p. 170).

Ce mode expérimental devait donner une fausse image des trajectoires des contraintes dans l'épiphyse parce que les mises en charge s'effectuaient l'une après l'autre sur une zone punctiforme alors qu'en réalité la compression s'exerce en se répartissant sur toute la surface articulaire. Le fait que les lignes ne se croisent pas à angle droit prouve déjà qu'elles ne peuvent pas représenter des trajectoires de contraintes. Si l'expérience est adaptée aux conditions réelles de la mise en charge, une image trajectorielle apparaît (fig. 28 a) dans laquelle se trouve, un peu en dessous du milieu, un point appelé singulier répulsif. Là, il n'y a pas de distorsion et une pression hydrostatique pure s'exerce. L'image des isochromes (fig. 28 b) permet de lire la grandeur de la distorsion des particules élémentaires en chaque point du corps étudié. Elle montre, à cet endroit, une zone ovale où règne une pression hydrostatique. Si l'on compare le modèle avec l'épiphyse fémorale, on voit que le noyau osseux s'est développé dans le cartilage épiphysaire à l'endroit où s'exerce une pression hydrostatique pure. Cette observation confirme la conception selon laquelle, aux endroits à pression hydrostatique pure et élevée, le cartilage se calcifie après gonflement maximal de ses cellules et est remplacé par du tissu osseux [5].

Pour terminer, il faut mentionner un cas clinique. Celui-ci peut être considéré comme une expérience biologique étayant la conception selon laquelle la pression hydrostatique est le stimulus spécifique pour la formation de tissu cartilagineux.

Ainsi qu'il a été mentionné, la différenciation des tissus au cours de la guérison d'une fracture nous apprend que, sous pression hy-



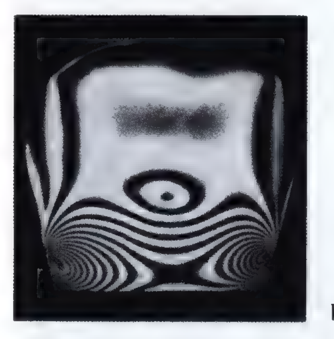


Fig. 28 a et b. Réalisation correcte de l'expérience sur modèle de Gebhardt (v. fig. 27). **a** Image trajectorielle obtenue dans un modèle photo-élastique en plexiglas construit comme celui de Gebhardt. Les trajectoires des contraintes de compression et de traction se croisent partout à angle droit. Elles semblent éviter un «point singulier répulsif», situé au milieu du modèle. **b** Réseau des isochromes dans un modèle photo-élastique en résine synthétique de même forme que celui de la fig. a. Les lignes sombres de la photographie relient les lieux où les particules élémentaires du modèle subissent la même distorsion. L'isochrome «d'ordre O» (point noir un peu en dessous du milieu du modèle) marque l'endroit où ne se produit aucune distorsion des particules élémentaires. Là se trouve un point appelé «point hydrostatique». Celui-ci coïncide avec l'endroit où se trouve le point singulier répulsif de la fig. a. C'est là qu'apparaît le noyau épiphysaire osseux sous l'influence d'une pression hydrostatique, après gonflement maximal des cellules cartilagineuses

---

[5] On peut se demander si le modèle de Gebhardt (1911) correspond bien à la situation réelle. Cependant même si, au moment de la formation du noyau osseux de l'épiphyse, le cartilage épiphysaire n'est plus enclavé dans la diaphyse mais repose sur l'os spongieux par une surface plus ou moins plane, un ou plusieurs *points hydrostatiques* apparaissent en son centre sous l'effet d'une sollicitation normale. Ces points entraînent la formation d'un ou de plusieurs centres d'ossification (d'après Kummer, Handbuch der Zoologie, Vol. 6/2, 44, 1959).

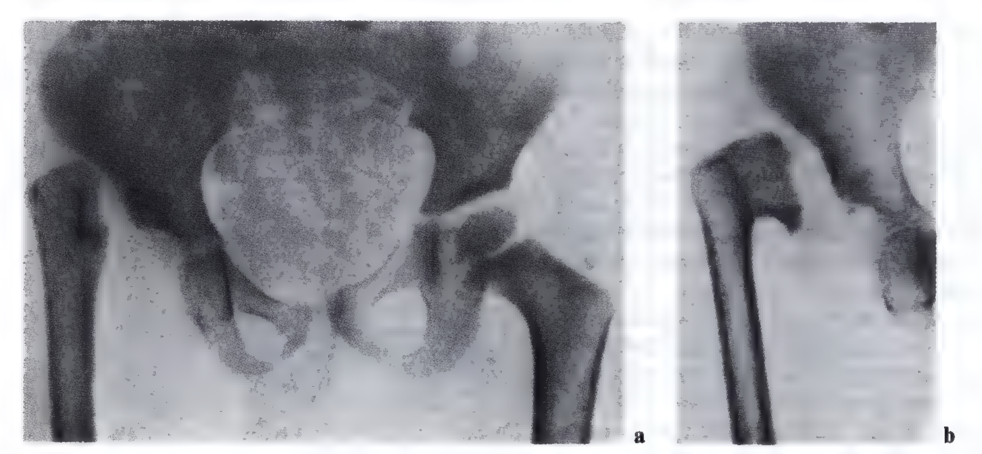
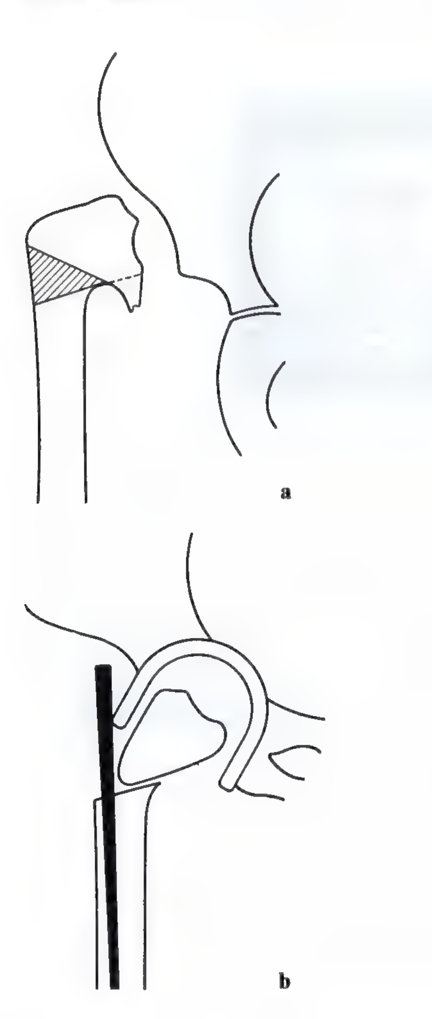


Fig. 29 a et b. Radiographie de la hanche d'un enfant de 5 ans après une coxite unilatérale du nourrisson. **a** Vue d'ensemble du bassin. **b** Cliché de la hanche malade, en projection correcte, permettant de reconnaître les restes du col fémoral. Tête du fémur, cartilage épiphysaire et une grande partie du col du fémur manquent



drostatique, une masse cartilagineuse prend naissance à partir du blastème situé dans l'ouverture de l'angle formé par les fragments. Cette masse cartilagineuse constitue un moulage de l'enveloppe de parties molles. Plus tard, elle est remplacée par du tissu osseux en passant par le stade d'ossification enchondrale. Cette observation permettait de conclure qu'il doit être possible – au moins chez des enfants très jeunes – de produire, par pression hydrostatique, du cartilage hyalin de forme prédéterminée, à partir d'un mésenchyme secondaire prolifératif, ce cartilage hyalin s'ossifiant par la suite.

L'évolution du cas suivant prouve le bien-fondé de cette conclusion.

La radiographie (fig. 29 a) est celle d'un enfant de 5 ans après une coxite unilatérale du nourrisson. Le cliché centré sur la hanche en projection convenable (fig. 29 b) permet de voir qu'il ne reste qu'un moignon de col fémoral. La tête du fémur manque, de même que le cartilage de croissance et à peu près la moitié du col.

Le dessin opératoire (fig. 30) décrit l'intervention chirurgicale. Grâce à une ostéotomie

Fig. 30 a et b. Dessin opératoire du cas représenté à la fig. 29. **a** Coin osseux à réséquer (en hachuré). **b** Résultat désiré : une cupule en plexiglas coiffant le moignon du col est installée dans le cotyle creusé. Elle est maintenue dans cette situation par un clou médullaire (en noir)

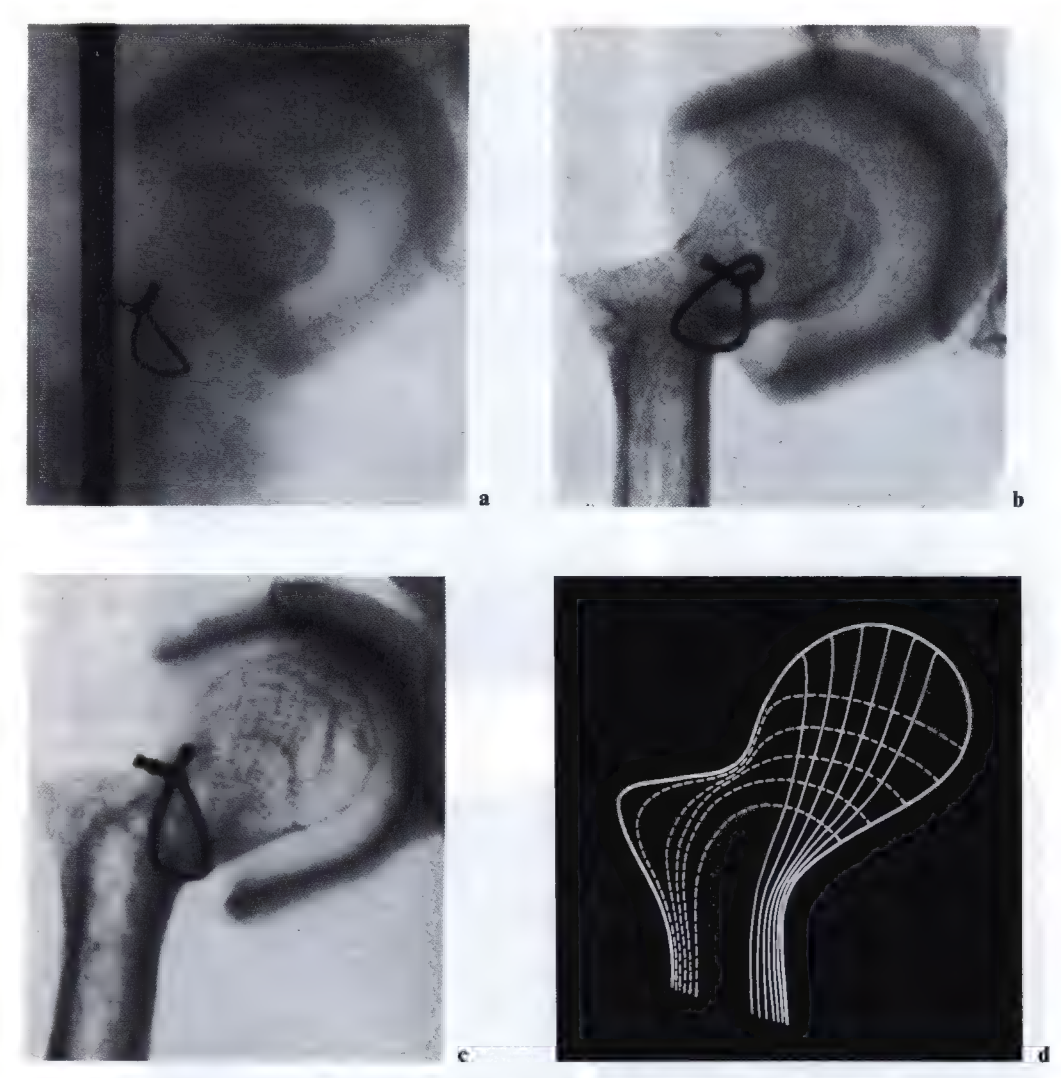
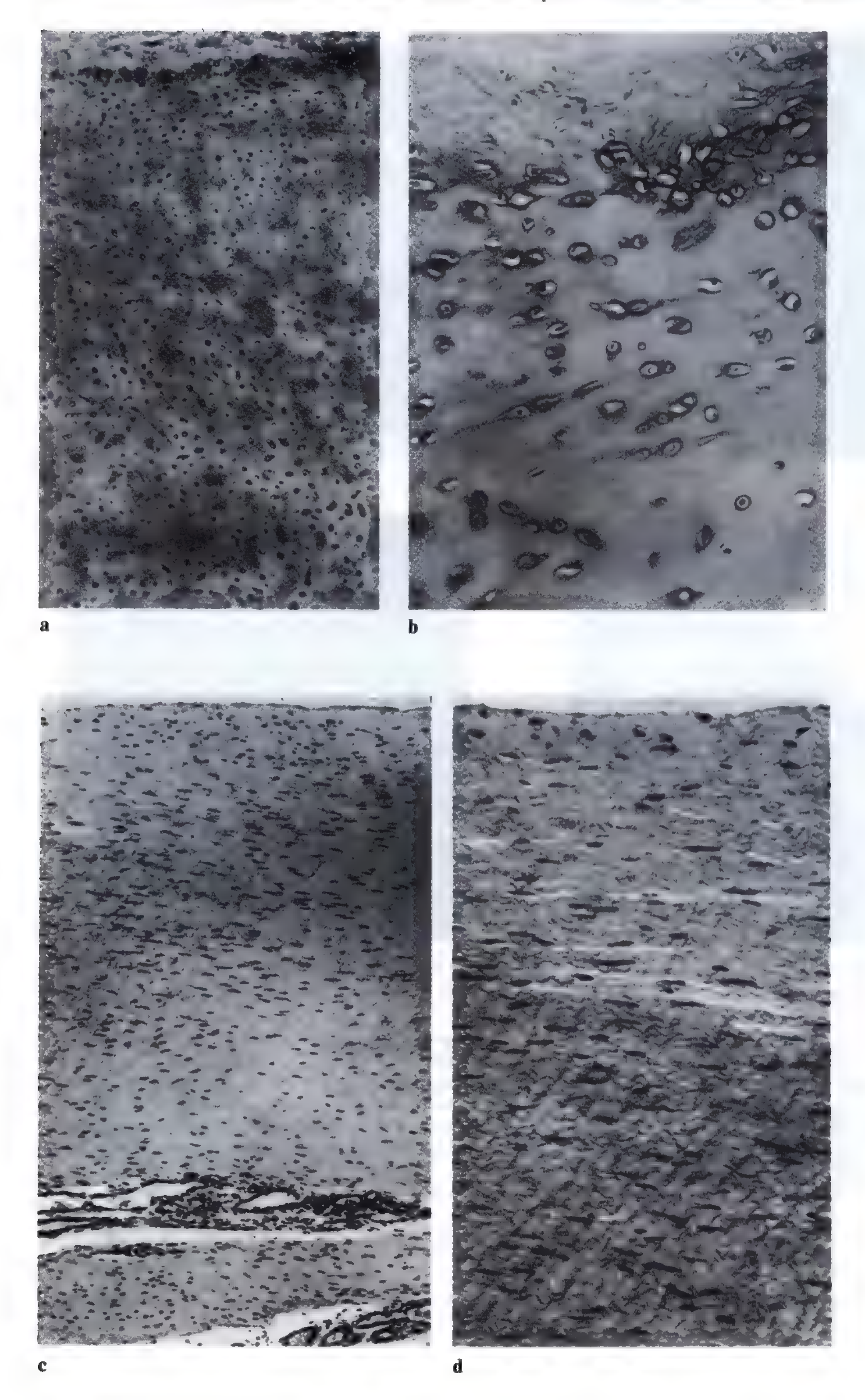


Fig. 31 a–d. a Résultat du cas présenté aux fig. 29 et 30, immédiatement après l'opération (30. 6. 53); la radiographie est prise avec le plâtre. La position obtenue correspond tout à fait au dessin préopératoire (voir fig. 29 b). **b** Radiographie 3½ mois après l'opération (6. 10. 53). Le moignon du col fémoral s'est développé en une tête fémorale osseuse et bien arrondie, séparée du contour intérieur de la cupule en plexiglas par un espace large et régulier. Remarquez la structure alvéolaire de l'os dans la tête du fémur. **c** Radiographie 11½ mois après l'opération. On reconnaît l'organisation très nette du tissu spongieux dans la tête fémorale néoformée (1. 6. 54). **d** Image des trajectoires obtenue dans un modèle photo-élastique ayant le même contour que la tête fémorale représentée fig. c. Les trajectoires des contraintes de compression et de traction (lignes respectivement continues et pointillées) correspondent exactement aux travées spongieuses de la radiographie voisine


a
b
c
d

cunéiforme, le moignon de col fut redressé et, après résection de la languette osseuse, il fut quelque peu déplacé en dedans pour obtenir un allongement. Il fut coiffé d'une cupule hémisphérique de plexiglas à bord allongé de façon à laisser un grand espace vide entre le fond de la cupule et l'extrémité cruentée du moignon. Dans cet espace, du tissu de granulation devait pouvoir se développer (fig. 30 b). Le maintien de la distance entre l'extrémité du moignon et le fond de la cupule fut assuré par un clou. Enfin la cupule de plexiglas fut introduite dans un cotyle creusé à la fraise. Le patient fut immobilisé 2½ mois en plâtre pelvi-pédieux.

Il fallait s'attendre à ce que le tissu de granulation en croissance remplisse l'espace vide dans la cupule et tende à s'étendre contre la résistance de celle-ci. Par conséquent, l'augmentation de volume souhaitée devait créer dans l'espace clos une pression de toute part, c.-à-d. hydrostatique. Ceci créait les conditions pour la formation de tissu cartilagineux, d'un cartilage hyalin de forme prédéterminée dont on pouvait prévoir la transformation en tissu osseux.

La radiographie postopératoire (31 a) montre une concordance complète avec le dessin préalable.

Une radiographie effectuée 3½ mois après l'intervention chirurgicale (fig. 31 b) permet de voir que le moignon du col fémoral est devenu une tête de fémur ronde et osseuse, séparée du contour intérieur de la cupule par une large bande claire. On y distingue nettement la structure alvéolaire irrégulière du tissu osseux.

La radiographie fig. 31 c montre la situation à peu près 1 an après l'opération, alors que l'enfant met le membre en charge depuis déjà 8 mois. La tête du fémur s'est encore allongée. Sous l'action de la sollicitation fonctionnelle, une structure trajectorielle de flexion s'est développée. Elle correspond aux trajectoires de compression et de traction obtenues dans le modèle photo-élastique (fig. 31 d) et elle est caractéristique de la structure spongieuse de l'extrémité proximale du fémur normal (voir fig. 3 b).

Cet arrangement trajectoriel des travées spongieuses prouve que le tissu nouvellement formé est bien un os à part entière, soumis aux lois de l'adaptation fonctionnelle. Il ne s'agit pas de cartilage calcifié.

La tête du fémur se construisit sur un support cartilagineux, après que la pression hydrostatique eût provoqué la formation d'un modèle de cartilage hyalin épousant la concavité de la cupule. C'est la constatation que cette nouvelle tête du fémur était recouverte d'une couche de 6–7 mm de cartilage hyalin (fig. 32 a et b) qui en apporta la preuve définitive. La préparation histologique provient d'un petit cube de la surface de la tête fémorale prélevé 1½ an après l'opération, lorsque la cupule de plexiglas fut remplacée par une coiffe plus grande à paroi moins épaisse, afin de ne pas empêcher la croissance ultérieure de la tête du fémur. La coupe présente l'image caractéristique du cartilage hyalin qui, près de son bord libre (partie supérieure de la coupe), montre encore une multiplication de ses cellules (fig. 32 a).

Un petit fragment de tissu, prélevé par la même occasion à partir du néo-cotyle creusé montra – également en accord avec les prévisions théoriques – du tissu conjonctif qui s'était formé sous la compression élevée (linéaire) par la cupule en plexiglas et qui contenait des fibrilles collagènes rigoureusement parallèles, orientées perpendiculairement à la force de compression et donc en direction de l'allongement maximal (fig. 32 c et d).

Quoique cette observation unique faite sur l'homme soit en parfaite concordance avec la théorie présentée plus haut, une confirmation semblait pourtant souhaitable sur une base plus large d'expériences réalisées sur l'animal. Donnant suite à ma suggestion, le

Fig. 32 a–d. Préparation histologique de la couche de cartilage recouvrant la tête fémorale néoformée représentée fig. 31 et de celle qui revêt le cotyle en regard. Elles proviennent de fragments de tissus prélevés 1½ an après la première opération (25. 1. 55). **a** Vue d'ensemble donnant une idée de l'épaisseur de la couche de cartilage couvrant la tête. Agrandissement : 38 × 1. **b** Même coupe à plus fort grossissement (187×1) montrant l'aspect typique du cartilage hyalin. **c** Tissu conjonctif collagène à fibres parallèles tapissant le cotyle. Vue d'ensemble. Agrandissement : 88 × 1. **d** Couche superficielle du revêtement du cotyle. Agrandissement : 210 × 1



Fig. 33. Schéma des expériences de ALTMANN. En noir : squelette de la jambe du rat blanc. Un morceau du péroné est réséqué; une gaine de plexiglas (en hachuré), longue de 9 mm, est introduite pardessus les deux extrémités osseuses et elle est fixée par une broche au fragment inférieur (d'après ALTMANN)

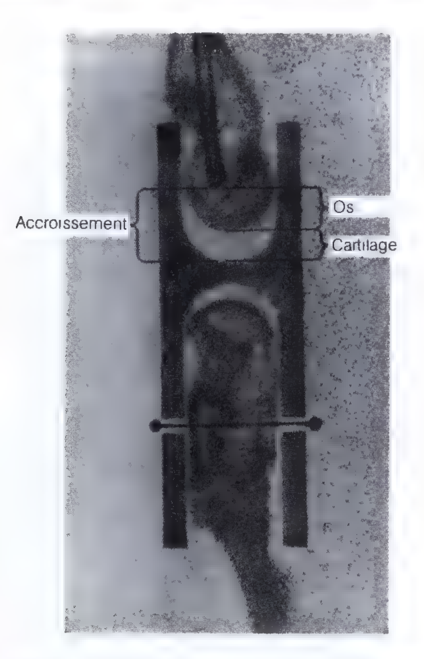


Fig. 34. Radiographie prise 6 semaines après l'expérience schématisée fig. 33. La croissance du cartilage et celle de l'os se distinguent facilement d'après ALTMANN)

professeur ALTMANN (Heidelberg) a poursuivi ces expériences, dans des conditions analogues, sur treize rats adultes.

Un morceau de péroné de ces rats fut réséqué et les deux fragments furent enfermés dans un capuchon de plexiglas de façon telle qu'au-delà de l'extrémité de chaque fragment subsistait un espace vide, maintenu tel grâce à une fixation adéquate de la gaine (indiquée à la fig. 33 par une broche). Les préparations histologiques obtenues de deux en deux semaines confirmèrent nettement la théorie nouvelle de l'histogénèse causale et quelques expériences donnèrent essentiellement le même résultat que le cas clinique décrit plus haut. Il se forma un moulage cartilagineux du capuchon, progressivement remplacé par de l'os à partir de sa base. La fig. 34 montre la radiographie après six semaines. La croissance y est visible. Dans la coupe histologique du fragment supérieur (fig. 35 a), on voit que l'os nouveau s'est formé sur une base cartilagineuse. Il possède encore un revêtement de cartilage hyalin qui remplit complètement la cupule. Ce revêtement cartilagineux apparaît à un plus fort grossissement à la figure 35 b.

Les détails de cette série d'expériences seront communiqués dans une publication détaillée du professeur ALTMANN [6].

[6] Nous remercions encore très cordialement le professeur ALTMANN de nous avoir aimablement communiqué l'interprétation de ses expériences et de nous avoir prêté les fig. 6 a et b et les fig. 33–35.


a

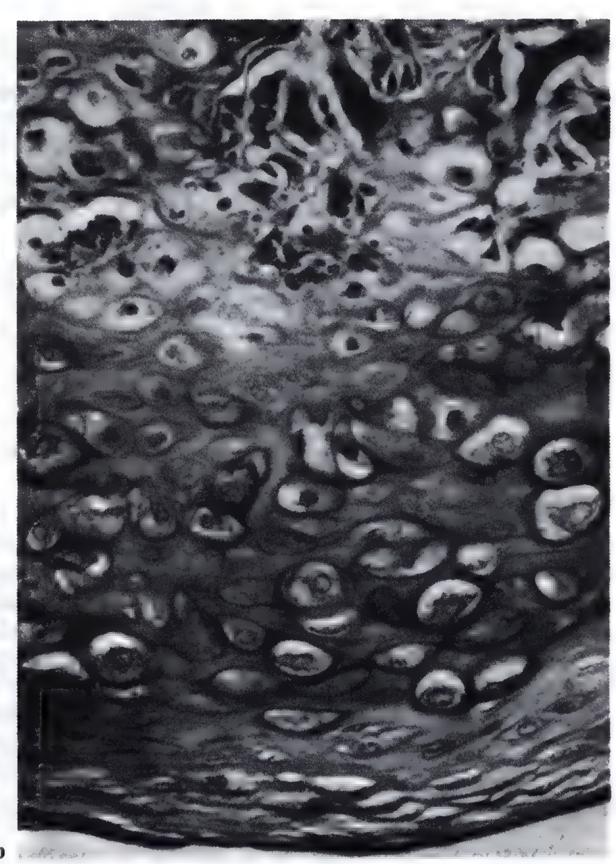

b

Fig. 35 a et b. Préparation histologique montrant le tissu de croissance représenté à la fig. 34. **a** Vue d'ensemble. Les travées osseuses de formation enchondrale (haut de l'image) se distinguent nettement du revêtement cartilagineux (bas de l'image). (Agrandissement 91 × 1) **b** Le nouveau cartilage à un plus fort grossissement. Il s'agit d'un cartilage hyalin en voie d'ossification (Agrandissement 362 × 1). (Les deux images sont dues au professeur ALTMANN)

Résumé

A partir d'observations concernant la guérison des fractures, la théorie de l'histogenèse des tissus de soutien établie par ROUX est soumise à une discussion critique. Il en ressort que les *trois qualités* de sollicitation mécanique, la compression, la traction et le cisaillement, ne peuvent en aucun cas être considérées comme des stimuli spécifiques différents pour la cellule non différenciée. Tous les trois produisent, dans le plasma cellulaire, un état de contrainte fondamentalement semblable. Quoiqu'apportant certaines modifications, les conceptions plus récentes de BENNINGHOFF et de KROMPECHER partent elles aussi de l'action spécifique des différentes *qualités* de sollicitation. Elles doivent donc être rejetées pour les mêmes raisons.

Contrairement à cette doctrine classique, dans le présent travail, les rapports de cause à effet entre sollicitation mécanique et différenciation des tissus de soutien sont dérivés des deux composantes de l'état de déformation : la modification de forme pure et la modification de volume pure. La distorsion de la forme (allongement) est considérée comme étant le stimulus spécifique pour la formation de fibrilles collagènes, la compression venant de tous les côtés, sans modification de forme (pression hydrostatique) comme le stimulus spécifique pour la formation de tissu cartilagineux. Pour la formation de tissu osseux qui se fait dans un canevas conducteur stable (tissu conjonctif, cartilage ou os), il n'existe aucun stimulus mécanique *spécifique.*

Ainsi, au lieu des trois qualités de sollicitation mécanique admises jusqu'à présent comme stimuli pour la différenciation du tissu mésenchymateux, la compression, la traction et le cisaillement, deux espèces de stimuli mécaniques complètement différents sont proposées : l'allongement et la pression hydrostatique.

Pour démontrer cette nouvelle théorie, des observations de STUDITSKY, de WURMBACH et de KROMPECHER (qui sont interprétées ici pour la première fois de façon indiscutable) ainsi que de ROULET et d'ALTMANN sont présentées. La confirmation décisive est cependant apportée par de nombreuses observations cliniques dont quelques-unes sont décrites. Il s'agit surtout d'un cas d'arthroplastie de la hanche dans lequel, sur la base des connaissances nouvelles, une tête de fémur neuve, constituée de cartilage hyalin et plus tard ossifiée, a pu se former de façon expérimentale et prévisible.

Appendice

La signification du concept «cisaillement» chez W. ROUX

Il n'est pas facile de distinguer clairement ce que ROUX désigne par le mot «Abscherung» (cisaillement).

Dans sa terminologie de la mécanique du développement (1912), «Abscherung» est défini comme une force. «Scherung, Abscherung est cette action comprimant d'abord un objet, qui tend à déplacer les parties de celui-ci les unes par rapport aux autres suivant la direction de la compression ...» (l. c., page 255).

Par contre, à d'autres endroits, il ressort que «Abscherung» désigne un déplacement. «Par Abscherung, Scherung ou Schub, on comprend le «glissement» des couches de substance les unes sur les autres parallèlement à la surface d'appui et l'étirement de ces couches. Ainsi, dans un jeu de cartes, une compression latérale fait glisser les cartes les unes sur les autres» (1895 I, page 505). – «Ce changement de situation des parties les unes par rapport aux autres, suivant une direction perpendiculaire à la ligne qui les relie (Verschiebung ou «Abscherung» des parties) ne peut naturellement être provoqué que par des forces extérieures» (1895 II, page 234). Des expressions correspondantes se trouvent dans Gesammelte Abhandlungen de ROUX (1895) I, page 811, et II, page 229.

Enfin ROUX a utilisé le terme «Abscherung» pour désigner des *contraintes de cisaillement.* «Par ailleurs, il semble aussi que la

«grandeur des épiphyses» est proportionnelle à la sphère d'action du cisaillement provoqué dans les articulations lors du mouvement. Selon l'amplitude du mouvement articulaire, la forme et l'épaisseur des pièces osseuses et la grandeur moyenne de la charge comprimante, une partie plus ou moins grande de l'extrémité de l'os subit les forces de cisaillement et est déplacée (ou, plus exactement, tend à être déplacée) sur une pièce intermédiaire enveloppée d'une coque osseuse, la diaphyse» (1912 b, page 187). Cette «tendance au déplacement» ne peut signifier que contraintes de cisaillement. De même lorsqu'il remarque que «Abscherung» survient lors de la *sollicitation en flexion,* ROUX ne peut vouloir désigner que des contraintes de cisaillement. «L' ... ossification du modèle cartilagineux des pièces du squelette semble bien indiquer cette direction. D'une part, la formation d'os dans la partie moyenne de l'os long commence comme un manchon périphérique, à l'endroit du cisaillement minimal ... lors de la flexion de l'os (diaphyse). D'autre part, l'ossification se poursuit au centre des extrémités de l'os, de nouveau à l'endroit du moindre cisaillement (épiphyse)» (1912 b, page 186). La même conclusion peut être tirée de ses remarques dans «Gesammelte Abhandlungen» (1895) I., page 810.

C'est sur cette base que, dans le présent travail, il a été admis qu'en définitive W. ROUX utilisait le concept «Abscherung» dans le sens de contraintes de cisaillement. Ses remarques concernant les conditions de différenciation du tissu cartilagineux ont donc été discutées de ce point de vue.

Littérature

ALTMANN, K.: Untersuchungen über Frakturheilung unter besonderen experimentellen Bedingungen. Z. Anat. *115,* 63 (1950).

BENNINGHOFF, A.: Experimentelle Untersuchungen über den Einfluß verschiedenartiger mechanischer Beanspruchung auf den Knorpel. Verh. anat. Ges. (Jena) *33,* 194 (1924).

FICK, L.: Über die Ursachen der Knochenformen. Göttingen 1857.

GEBHARDT, W.: Diskussion zum Vortrag. J. SCHAFFER: Trajektorielle Strukturen im Knorpel. Verh. anat. Ges. (Jena) *25,* 162–168 (p. 173) (1911).

JANSEN, M.: Over beenvorming. Haar verhouding tot trek en druk. Leiden. Brill 1918.

KROMPECHER, ST.: Die Knochenbildung. Jena: Gustav Fischer 1937.– Fonction et forme. Nouveaux points de vue et résultats dans l'adaptation fonctionnelle, régénération et néo-différenciation des tissus. VI. Congr. Fédératif Internat. d'Anatomie, Paris 1955, p. 122. – Die Beeinflußbarkeit der Gewebsdifferenzierung der granulierenden Knochenoberflächen insbesondere die der Callusbildung. Langenbecks Arch. klin. Chir. *281,* 472–512 (1956). – Die qualitative Adaptation der Gewebe. Z. mikr.-anat. Forsch. *64,* 59 (1958).

PAUWELS, F.: Grundriß einer Biomechanik der Frakturheilung. Verh. dtsch. orthop. Ges. *34,* 62–108 (1940). – Funktionelle Anpassung des Knochens durch Längenwachstum. Verh. Dtsch. Orthop. Ges., 45. Kongr. Köln 1957, p. 34, 1958. – Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. Z. Anat. *121,* 188–240 (1959).

PETERSEN, H.: Über den Feinbau der menschlichen Skeletteile. Wilhelm Roux' Arch. Entwickl.-Mech. Org. *112,* 112 (1927).

PLOETZ, E.: Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung der Gleitsehne. Med. Diss. Freiburg i. Br. 1937. – Z. Orthop. *67,* 212–234 (1938).

ROULET, F.: Studien über Knorpel- und Knochenbildung in Gewebekulturen. Arch. exp. Zellforsch. *17,* 1 (1935).

ROUX, W.: Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen, Vol. I et II. Leipzig: Wilhelm Engelmann 1895. – Terminologie der Entwicklungsmechanik der Tiere und Pflanzen. Leipzig: Wilhelm Engelmann 1912 a. – Anpassungslehre, Histomechanik und Histochemie. Berichtigungen zu R. THOMAS gleichnamigem Aufsatz. Mit Bemerkungen über die Entwicklung und Formgestaltung der Gelenke. Virchows Arch. path. Anat. *209,* 168 (1912 b).

STUDITSKY, A. N.: Experimentelle Untersuchungen über die Histogenese des Knochengewebes. II. Über die Bedeutung der Wechselwirkung des Knorpelgewebes und des Periostes nach den Ergebnissen der Kulturen in der Allantois. Z. Zellforsch. *20,* 636–657 (1934 a). – Experimentelle Untersuchungen über die Histogenese des Knochengewebes. III. Über die Bedingungen der Differenzierung des Knochengewebes des menschlichen Embryos in der Allantois. Z. Zellforsch. *20,* 658–676 (1934 b).

WURMBACH, H.: Histologische Untersuchungen über die Heilung von Knochenbrüchen bei Säugern. Z. wiss. Zool. *132,* 200–256 (1928).

15. La distribution de la pression dans l'articulation du coude, avec des remarques fondamentales sur la pression articulaire *

Onzième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil moteur

Avec 19 figures

D'après certains auteurs, il y aurait essentiellement trois groupes de forces responsables de la coaptation articulaire : 1. la pression atmosphérique; 2. des forces musculaires; 3. accessoirement, pour les articulations des membres inférieurs, le poids du corps.

Mais en général on n'explique pas dans quelles conditions ces groupes de forces agissent seuls ou combinés et, s'ils agissent ensemble, dans quelles proportions ils contribuent à la pression articulaire.

Ces questions doivent d'abord être résolues avant que l'on puisse envisager la distribution de la pression dans les articulations. La connaissance exacte de la distribution de la pression est, à son tour, une condition indispensable pour déterminer la sollicitation du cartilage articulaire.

Cet ensemble de problèmes sera discuté en prenant comme exemple le coude.

Pour établir une base théorique de départ pour ces recherches, il faut d'abord passer au crible de la critique les données concernant les causes de la pression articulaire. Ce sont les travaux classiques des frères Weber qui ont mis en évidence l'action de la pression atmosphérique dans la coaptation de l'articulation. Les frères Weber ont montré que, si l'on sectionnait tous les muscles et les ligaments entourant la hanche, la pression atmosphérique était capable de supporter le membre inférieur qui ne se détacherait pas du cotyle. Cette expérience montre simplement que la pression atmosphérique peut fournir une certaine résistance à une force de distraction et empêcher la séparation des surfaces articulaires, même si aucune autre force, par exemple des muscles, n'assure la coaptation. Fick (1910) en a conclu que, d'une façon tout à fait générale, la pression atmosphérique soulage les muscles.

Strasser (1913) au contraire estime que, dans des conditions normales, la pression atmosphérique n'a pas cet effet. Cette possibilité ne devrait être considérée que lorsque des forces de distraction s'exercent sur les éléments articulés du squelette et provoquent une hypopression dans l'articulation. Mais une hypopression prolongée devrait entraîner une exsudation dans l'articulation. Cette exsudation annulerait l'action de la pression atmosphérique. Le fait qu'en général il n'y a pas d'épanchement articulaire indique déjà que l'action de la pression atmosphérique qui empêcherait la distraction ne peut être que de courte durée.

Mais Fick (1910) envisage l'apparition de forces de distraction qui surviendraient au moins dans des conditions bien déterminées. Il décompose la force musculaire M en une composante de rotation D s'exerçant perpendiculairement à l'axe de l'os mobilisé et une composante G agissant suivant l'axe de cet os.

La composante G qui, selon lui, provoque la pression articulaire peut être dirigée vers l'articulation ou dans la direction opposée, selon la position de l'articulation (fig. 1 a, b). En d'autres mots, elle peut agir en compression ou en traction.

Lorsque la composante G de la force musculaire tend à écarter les pièces articulaires, c'est la forme de l'articulation, les ligaments ou des muscles antagonistes étirés qui empêcheraient la distraction. En particulier lorsque le coude est fléchi à angle très aigu, «l'olécrâne s'accrocherait à la trochlée humérale» (l. c., p. 44).

---

* Pour le 65ème anniversaire du professeur Goerttler. Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft. – Z. Anat. Entwickl. Gesch. *123,* 643–667 (1963)

D'après FICK, la sollicitation d'une articulation dépendrait donc de la direction de la composante articulaire des muscles. Cette conception est erronée comme nous allons le montrer.

La composante articulaire représente une partie de la force musculaire. Mais un muscle ne peut exercer une force sur un os articulé que si l'équilibre, au niveau de l'articulation pontée par le muscle, est rétabli par une contre-force.

Ainsi au coude, la contre-force opposée à un fléchisseur est constituée par le poids de l'avant-bras avec éventuellement la charge que celui-ci supporte. Cette charge totale (*P*) agit elle aussi avec une composante de rotation (*D'*) et une composante articulaire (*G'*) (fig. 2). Elle agit comme le poids d'une balance romaine qui serait suspendue à l'endroit de l'insertion musculaire (fig. 3). Lorsque la partie droite de la balance est entraînée vers le bas par le poids, sa partie gauche doit s'élever. Reporté à l'avant-bras, ceci signifie que la charge entraîne une compression de la surface articulaire du cubitus contre la trochlée humérale.

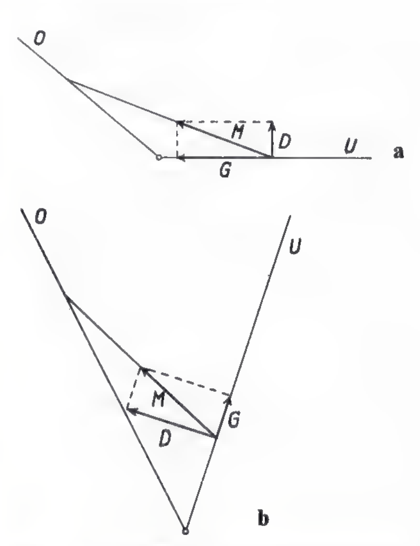


Fig. 1 a et b. Décomposition de la force musculaire en une composante de rotation et une composante articulaire, représentée au niveau du coude. **a** Grand angle d'ouverture entre le bras et l'avant-bras. **b** Flexion prononcée. Signification des lettres : *D* Composante de rotation du muscle; *G* Composante articulaire du muscle; *M* Force musculaire; *O* Bras; *U* Avant-bras (redessiné d'après R. FICK, 1910, fig. 66 et 67)

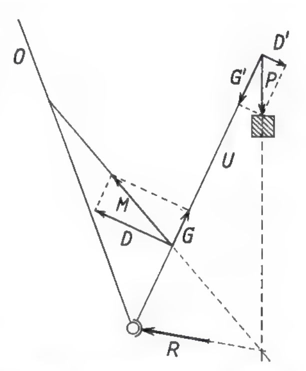


Fig. 2. Détermination de la force de compression résultante qui agit sur l'articulation du coude lorsque celui-ci est fortement fléchi. Signification des lettres : *D* Composante de rotation de la force musculaire *M*; *D'* Composante de rotation de la charge *P*; *G* Composante articulaire de la force *M*; *G'* Composante articulaire de la charge *P*; *M* Force musculaire; *O* Bras; *P* Charge; *U* Avant-bras; *R* Résultante de *M* et *P*

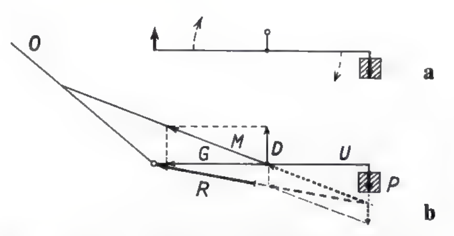


Fig. 3 a et b. Comparaison entre l'avant-bras et une balance romaine. **a** Schéma de la balance; **b** Modèle du membre supérieur avec les forces agissantes. Le parallélogramme des forces *P* et *M* est construit en bas à droite. Les notations ont la même signification qu'à la fig. 2

Il est donc évident que la pression articulaire ne dépend pas seulement de la force musculaire mais aussi du poids à supporter. En d'autres mots, la pression articulaire est la résultante de la force musculaire et de la charge.

Cette résultante se trouve grâce à une construction simple.

1. Elle doit passer par le point d'intersection des lignes d'action de la force musculaire et de la charge.

2. Puisqu'il y a équilibre, elle doit aussi passer par le centre de rotation de l'articulation. Si la grandeur de la charge est connue, celle de la résultante est facile à déterminer puisque, dans le parallélogramme des forces,

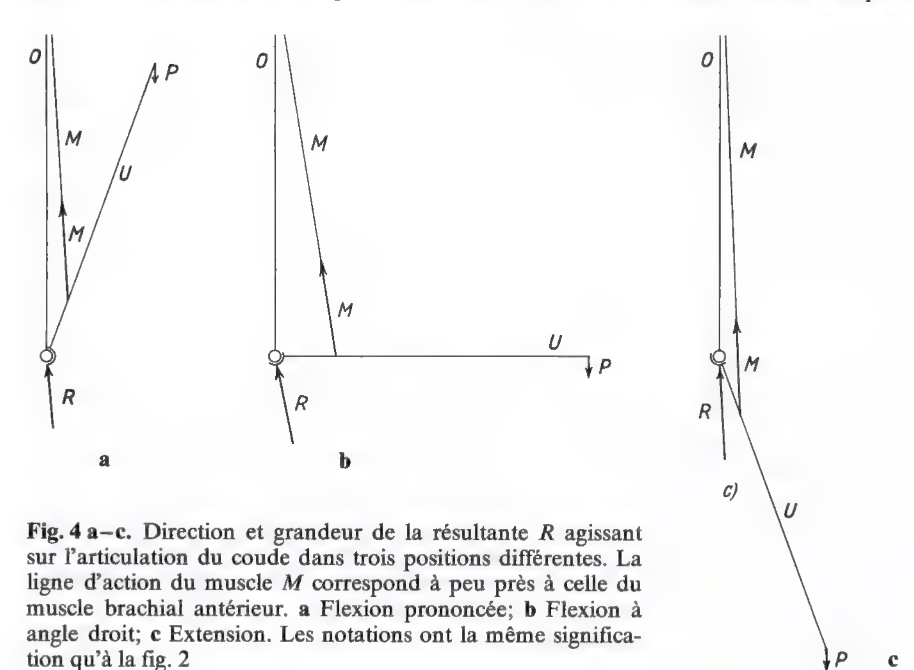


Fig. 4 a–c. Direction et grandeur de la résultante *R* agissant sur l'articulation du coude dans trois positions différentes. La ligne d'action du muscle *M* correspond à peu près à celle du muscle brachial antérieur. **a** Flexion prononcée; **b** Flexion à angle droit; **c** Extension. Les notations ont la même signification qu'à la fig. 2

nous connaissons la direction de toutes les forces et la grandeur d'une de celles-ci (la charge) (fig. 3 b).

Même lorsque le coude est fléchi à angle très aigu, la résultante de la force musculaire et de la charge est dirigée vers l'articulation et comprime l'un contre l'autre les éléments de cette dernière (fig. 2). Les forces de distraction que R. Fick (1910) décrivait ne se produisent donc normalement jamais dans l'articulation. De telles forces ne sont imaginables théoriquement que dans un cas particulier, lorsque, le sujet étant suspendu par un bras, le centre de gravité du corps et le centre de rotation de l'articulation considéré se trouveraient exactement sur la verticale passant par le point de suspension. Dans ces conditions, aucune force musculaire ne serait nécessaire pour rétablir l'équilibre au niveau de cette articulation. Une telle situation pourrait par exemple se présenter lors de la suspension par un bras à une barre fixe, le centre de gravité du corps et l'épaule se trouvant à l'aplomb du point de suspension. Dans ce cas, des forces de distraction pourraient intervenir au niveau de l'épaule. En fait, de telles forces seraient toutefois reprises en grande partie par une contraction des muscles entourant l'épaule de sorte que, même dans ce cas exceptionnel, seule une action insignifiante de la pression atmosphérique pourrait s'imaginer. Mais même alors la pression atmosphérique pourrait tout au plus opposer une certaine résistance à la séparation des éléments articulaires. Elle ne pourrait cependant jamais presser ces éléments l'un contre l'autre avec une force positive. En d'autres mots, sous l'effet de la pression atmosphérique, la pression articulaire pourrait tout au plus atteindre la pression extérieure (la pression atmosphérique). Elle ne peut naturellement jamais dépasser celle-ci.

Il apparaît donc que la pression atmosphérique n'intervient pratiquement pas dans la compression des surfaces articulaires.

Comme le montrent les fig. 2 et 3, la résultante (*R*) de la force musculaire et de la charge, responsable de la pression articulaire, peut s'exercer sur les surfaces articulaires suivant des directions différentes dans différentes positions de l'articulation.

Ces relations entre la position de l'articulation et la situation de la résultante par rapport aux surfaces articulaires seront examinées de plus près car l'endroit où la ligne d'action de la résultante des forces croise ces surfaces est extrêmement important quant à

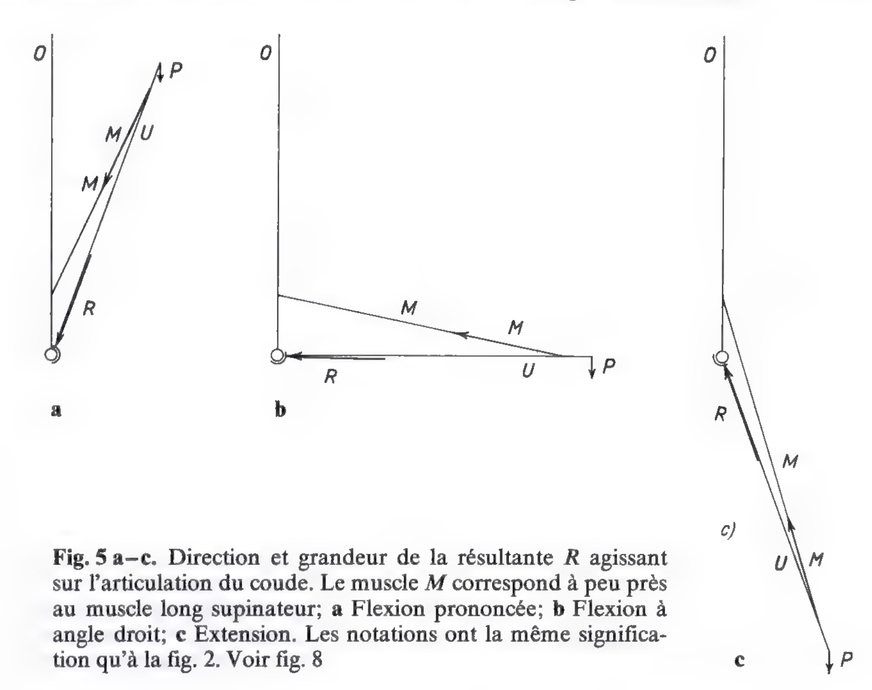


Fig. 5 a–c. Direction et grandeur de la résultante *R* agissant sur l'articulation du coude. Le muscle *M* correspond à peu près au muscle long supinateur; **a** Flexion prononcée; **b** Flexion à angle droit; **c** Extension. Les notations ont la même signification qu'à la fig. 2. Voir fig. 8

la grandeur et à la répartition de la pression articulaire.

Supposons d'abord qu'il existe un seul muscle du bras dont la direction corresponde approximativement à celle du brachial antérieur. Ce muscle prend son origine haut sur le bras et s'insère sur l'avant-bras au voisinage de l'articulation du coude. Par conséquent, sa direction forme toujours un angle très aigu avec l'axe de l'humérus durant le mouvement de flexion-extension alors que l'angle qu'elle forme avec le cubitus se modifie considérablement. La fig. 4 représente trois positions du coude, la première en flexion très prononcée, la seconde à angle droit et la troisième près de l'extension.

Puisque la direction et la situation du poids *P* et du muscle *M* par rapport au bras ne se modifient que peu pendant l'ensemble du mouvement, la situation et la direction de la force *R* qui en résulte restent elles aussi à peu près constantes par rapport à la surface articulaire de l'humérus.

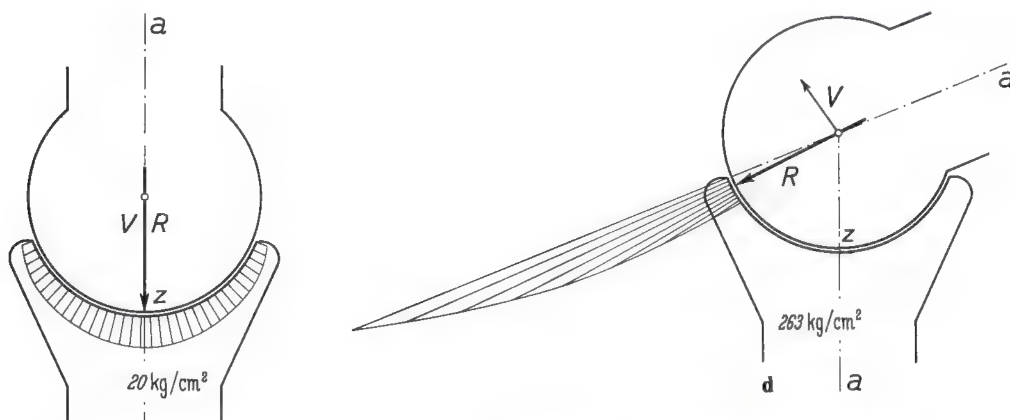
Le point de percée de la force *R* dans la surface de la trochlée humérale ne se déplace que très peu. Par contre, il balaie largement la surface articulaire du cubitus, presque d'un bord à l'autre (comparer avec la fig. 5).

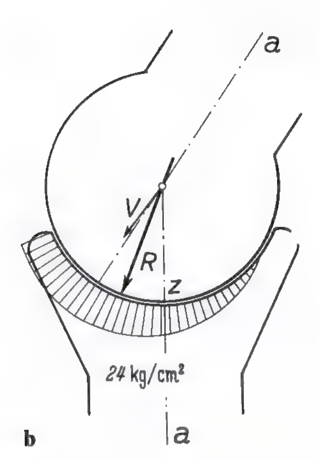
Sous l'action d'une force de grandeur constante, la sollicitation du cartilage articulaire dépend de l'endroit où la force croise la surface articulaire.

Si la ligne d'action de la force passe par le milieu de la surface articulaire (fig. 6 a), les contraintes de compression sont presque également réparties sur l'ensemble de la surface portante. Leur maximum atteint sa valeur la plus basse. Le diagramme le montre.

Plus le point de percée de la force *R* est rapproché du bord de la surface articulaire (fig. 6 b, c, d), plus la surface portante se réduit, plus s'élève la contrainte maximale et plus inégale devient la distribution des contraintes. Mais l'endroit de la contrainte maximale ne coïncide pas nécessairement avec le point de percée de la force *R* dans la surface articulaire. Plus ce point de percée s'écarte du centre de la surface articulaire, plus l'endroit de la contrainte maximale s'éloigne de la ligne d'action de la force. Cette différence n'augmente toutefois que jusqu'à ce que la contrainte maximale ait atteint le bord de la surface articulaire qu'elle ne peut évidemment pas dépasser.

Pour une articulation cylindrique sollicitée au centre de son cartilage, la grandeur de la contrainte σ en n'importe quel endroit de la





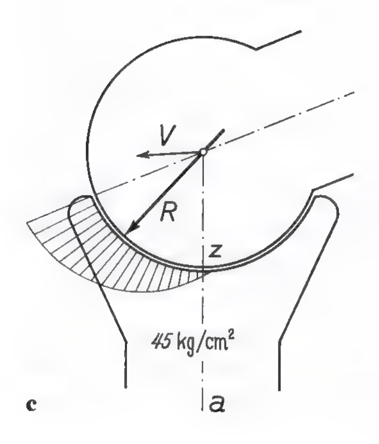


Fig. 6 a–d. Distribution des contraintes dans le cartilage articulaire concave de l'articulation cylindrique d'après la situation de la résultante. **a** Situation centrale de la résultante; **b** et **c** Déplacement de la résultante vers le bord gauche de la cavité; **d** Résultante dans le voisinage immédiat du bord de la cavité; *a–a* axes des os qui s'articulent; *R* Résultante sollicitant l'articulation en compression; *V* «Direction du déplacement» de la pièce articulaire supérieure (voir explication dans le texte); *Z* Centre de la cavité articulaire. Les chiffres indiquent les contraintes maximales en kg/cm²

V
R
z
45 kg/cm²
c
a

cavité articulaire se calcule par la relation

$$\sigma = \sigma_m \cdot \cos \alpha, \qquad (1)$$

Dans cette équation, σ_m représente la contrainte maximale située à l'endroit où la ligne d'action de la résultante R croise l'articulation et α l'angle que forme avec la direction de R le rayon r passant par le point où l'on veut déterminer σ. En outre,

$$R = r \cdot \sigma_m (\alpha_{max} + \tfrac{1}{2} \sin 2\, \alpha_{max}). \qquad (2)$$

Dans cette équation, α_{max} est la grandeur maximale de l'angle α formé par le rayon r au bord de la cavité articulaire et la ligne d'action de la résultante R (passant au centre de l'articulation). Les deux rayons dirigés vers les bords opposés de l'articulation forment donc un angle $\gamma = 2\, \alpha_{max}$, angle divisé en deux par la résultante R.

De l'équation (2), on peut déduire la grandeur de la contrainte maximale dans le cartilage de la cavité articulaire.

$$\sigma_m = \frac{R}{r\, (\alpha_{max} + \tfrac{1}{2} \sin 2\alpha_{max})} \qquad (3)$$

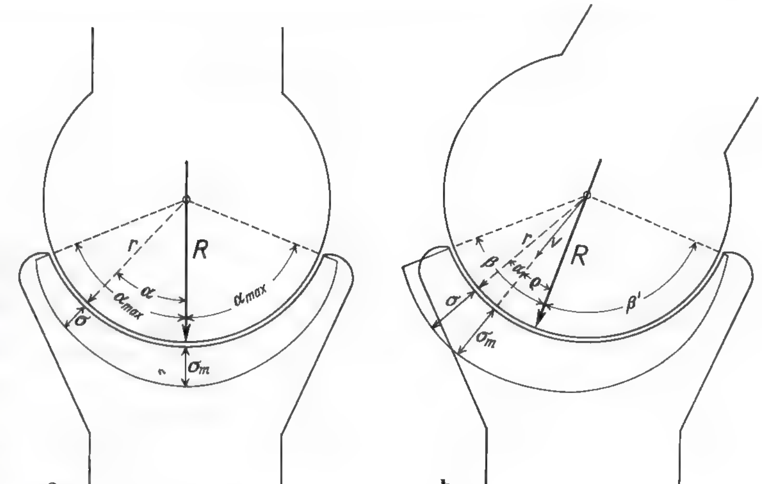


Fig. 7 a et b. Schéma d'une coupe à travers une articulation cylindrique pour calculer la distribution des contraintes dans la cavité articulaire, **a** lorsque la résultante *R* est centrale, **b** lorsque la résultante *R* est excentrique (Explication des lettres dans le texte)

Si la résultante articulaire R croise excentriquement la surface de contact du cartilage articulaire et si cependant les contraintes σ sont réparties sur l'*ensemble* de la surface de contact, on a l'équation:

$$\operatorname{tg}\varphi = \frac{\cos^2\beta - \cos^2\beta'}{\beta + \beta' - \tfrac{1}{2}\sin 2\beta - \tfrac{1}{2}\sin 2\beta'} \qquad (4)$$

Ici φ est l'angle formé par le rayon r_φ à l'endroit de la contrainte maximale σ_m et la ligne d'action de la résultante R. β est l'angle formé par la direction de la résultante R et le rayon au bord le plus proche de la surface articulaire. β' est l'angle formé par le rayon au bord le plus éloigné de la surface articulaire ou par le rayon à l'endroit de la contrainte minimale, et la ligne d'action de la résultante R.

Le rayon r_φ indique l'endroit de la contrainte maximale. Dans le cas où des contraintes ne se produisent que dans une partie de la surface de contact, c.-à-d. si

$$\beta + \beta' < \gamma \qquad (5)$$

on a:

$$\varphi + \frac{\cos^2\beta}{\operatorname{tg}\varphi} = 90° + \beta - \sin\beta\cos\beta. \qquad (6)$$

Les contraintes maximales σ_m se calculent seulement pour le cas où

$$\beta + \beta' = \gamma \qquad (7)$$

c.-à-d. lorsque des contraintes se produisent sur toute la surface de contact de l'articulation, à partir de la relation:

$$R = \frac{r}{2}\sigma_m[\cos\varphi(\beta + \beta' + \tfrac{1}{2}\sin 2\beta + \tfrac{1}{2}\sin 2\beta') + \sin\varphi(\sin^2\beta - \sin^2\beta')] \qquad (8)$$

De ceci on tire:

$$\sigma_m = \frac{2R}{r[\cos\varphi(\beta + \beta' + \tfrac{1}{2}\sin 2\beta + \tfrac{1}{2}\sin 2\beta') + \sin\varphi(\sin^2\beta - \sin^2\beta')]} \qquad (9)$$

Pour le cas où

$$\beta + \beta' < \gamma \qquad (5)$$

on a:

$$R = \frac{r}{2}\sigma_m[\cos\varphi(\beta - \varphi + 90° + \tfrac{1}{2}\sin 2\beta + \tfrac{1}{2}\sin 2\varphi) + \sin\varphi(\sin^2\beta - \cos^2\varphi)] \qquad (10)$$

A partir de cette équation, la contrainte maximale s'obtient par la relation:

$$\sigma_m = \frac{2\,R}{r[\cos\varphi\,(\beta - \varphi + 90° + ½\sin 2\,\beta + ½\sin 2\,\varphi) + \sin\varphi\,(\sin^2\beta - \cos^2\varphi)]} \tag{11}$$

Pour un très petit angle β on peut avoir:

$$\varphi > \beta \tag{12}$$

Alors le rayon r_φ est au-delà du bord de l'articulation. Dans de tels cas, la contrainte maximale se trouverait en dehors de l'articulation, dans le «vide», où évidemment des contraintes réelles ne peuvent pas se produire. La contrainte maximale réelle se trouve alors au bord de la surface articulaire le plus proche de la ligne d'action de la résultante R.

Il faut savoir que :

1. la somme de toutes les contraintes $\int_{\alpha=\beta}^{\alpha=\beta'} \sigma \cdot d\,\alpha$ doit équilibrer la grandeur de la résultante articulaire R et

2. l'ensemble des contraintes doit être égal de chaque côté de la ligne d'action de la résultante articulaire R

$$\int_{\alpha=0}^{\alpha=\beta} \sigma \cdot d\,\alpha = \int_{\alpha=\beta}^{\alpha=\beta'} \sigma \cdot d\,\alpha \tag{13}$$

Les contraintes doivent donc être d'autant plus grandes que la résultante R passe plus près du bord de l'articulation. D'après (13), c'est particulièrement la contrainte immédiatement au bord qui grandit très vite et atteint rapidement une valeur extraordinairement élevée.

Pour être complet, il faut mentionner qu'il existe une tendance au déplacement de la tête articulaire dans la cavité suivant la direction de $V = r_\varphi$. Ceci provoque une séparation des surfaces articulaires quand

$$\varphi > 90° \tag{14}$$

c.-à-d. dès que la résultante s'exerce au-delà du bord de la cavité articulaire.

Si la flexion du coude est effectuée exclusivement par un muscle de l'avant-bras, s'insérant sur le bras au voisinage de l'articulation et loin distalement sur l'avant-bras, par exemple le long supinateur, les conditions de sollicitation du cartilage articulaire sont inversées. La direction du muscle M au cours du mouvement (le bras étant fixé) se modifie considérablement. Par conséquent, la résultante R des forces M et P présente une direction différente par rapport à l'humérus dans chaque position et balaie donc une zone étendue de la trochlée. Par contre, elle ne se déplace presque pas sur la surface articulaire du cubitus (fig. 5).

Dans ce cas, il ne se produit pas de sollicitations excessives du cartilage articulaire de la trochlée humérale puisque la résultante R ne se trouve jamais dans le voisinage immédiat d'un bord de la surface articulaire. Cependant cette solution n'est pas idéale. Si le coude est maintenu fléchi uniquement par le long supinateur, à cause de l'insertion de celui-ci au voisinage de l'articulation, la sollicitation en flexion de l'humérus est extrêmement élevée. Nous l'avons montré dans un travail antérieur (PAUWELS 1948). Par contre, une fixation du coude exclusivement par le brachial antérieur fournit un bon hauban pour l'humérus mais entraîne une sollicitation en flexion de l'avant-bras beaucoup plus grande. Dans ce travail antérieur, nous démontrâmes que finalement la solution la plus favorable consiste en une «musculation double» du coude par au moins un muscle du bras (comme le brachial antérieur) et un muscle de l'avant-bras (comme le long supinateur).

Dans le modèle utilisé, si un «muscle du bras» et un «muscle de l'avant-bras» interviennent simultanément dans la flexion, l'angle entre les positions extrêmes de la force de compression résultante n'atteint que la moitié de l'amplitude du mouvement du coude (fig. 8).

Par conséquent, le point de percée de la force de compression se déplace davantage autour du centre de la surface articulaire de l'avant-bras (fossette olécrânienne) mais, dans toutes les positions, il reste éloigné des bords du cartilage articulaire. La fig. 9 montre de façon schématique une comparaison entre la sollicitation d'une «cavité articulaire» (surface articulaire de l'avant-bras) lors-

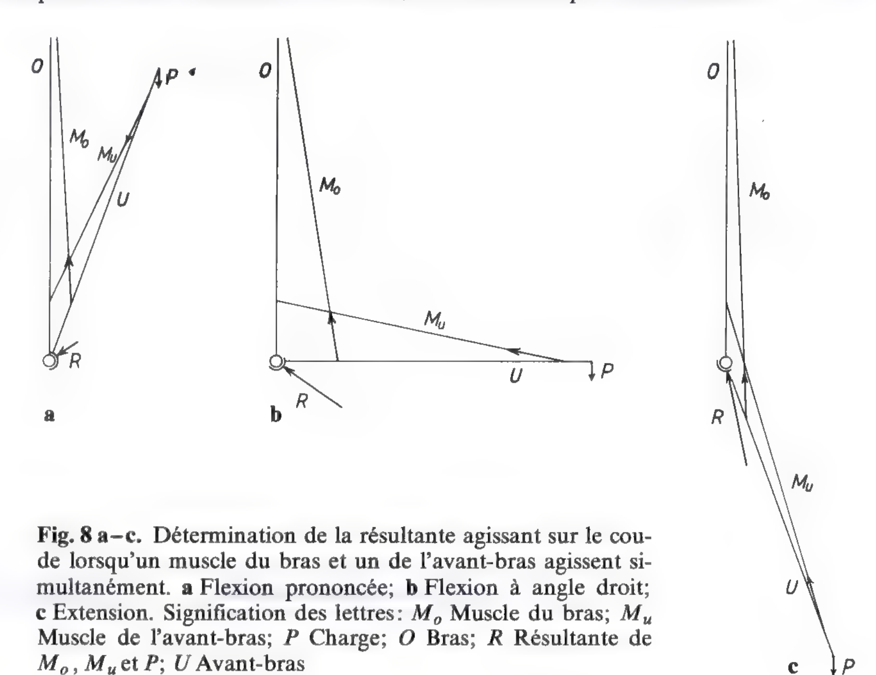


Fig. 8 a–c. Détermination de la résultante agissant sur le coude lorsqu'un muscle du bras et un de l'avant-bras agissent simultanément. **a** Flexion prononcée; **b** Flexion à angle droit; **c** Extension. Signification des lettres: M_o Muscle du bras; M_u Muscle de l'avant-bras; *P* Charge; *O* Bras; *R* Résultante de M_o, M_u et *P*; *U* Avant-bras

que le mouvement est exécuté seulement par un «muscle du bras» (fig. 9 a) ou par un «muscle de l'avant-bras» (fig. 9 b), dans le sens défini plus haut, et la sollicitation de la même cavité articulaire lorsque l'articulation est équipée d'un «muscle du bras» et d'un «muscle de l'avant-bras» (fig. 9 c). Dans le premier cas (fig. 9 a), les pics de contraintes sont impressionnants au bord de la cavité articulaire dans les deux positions extrêmes de l'articulation. Dans le dernier cas (fig. 9 c), la contrainte maximale dépasse à peine la grandeur moyenne des contraintes, même dans les positions extrêmes. Cette contrainte maximale change peu de valeur en balayant l'ensemble du cartilage articulaire.

Jusqu'ici, nous avons mis en évidence les principes fondamentaux de la sollicitation des surfaces articulaires d'une articulation cylindrique lors des mouvements de flexion et d'extension, au moyen d'un modèle très simple. Il faut maintenant déterminer jusqu'où ces résultats peuvent effectivement s'appliquer à l'articulation du coude humain.

Le modèle utilisé jusqu'à présent s'écarte essentiellement de l'articulation du coude en deux points.

1. La fixation et la mobilisation dépendent de plus de deux muscles.

2. L'articulation du coude est construite de façon plus compliquée que le modèle puisque l'humérus s'articule avec deux surfaces articulaires différentes, celle de la tête du radius et celle de l'olécrâne.

Nous rechercherons d'abord les conséquences du fait que plusieurs muscles agissent sur le coude.

Dans ce but, il faut considérer tous les muscles situés en avant du coude, qui interviennent dans la flexion ou dans la fixation de l'articulation et qui équilibrent une charge tendant à étendre celle-ci. Ils sont repris dans la colonne 1 du tableau.

Les coupes physiologiques de ces muscles sont empruntées aux tableaux de R. Fick (1911) élaborés grâce aux mesures de Grohmann et R. Fick (l. c., p. 319 et suivantes). Elles sont reprises dans la colonne 3 du tableau. Pour permettre le calcul, on suppose que chaque muscle développe effectivement à peu près le même pourcentage de sa force maximale. En d'autres mots, la force développée par chaque muscle participant à l'effort total serait proportionnelle à la coupe physiologique de la portion de ce muscle qui ponte l'articulation (colonne 2 du tableau).

Pratiquement, on suppose que la force développée par chaque muscle est de 100%.

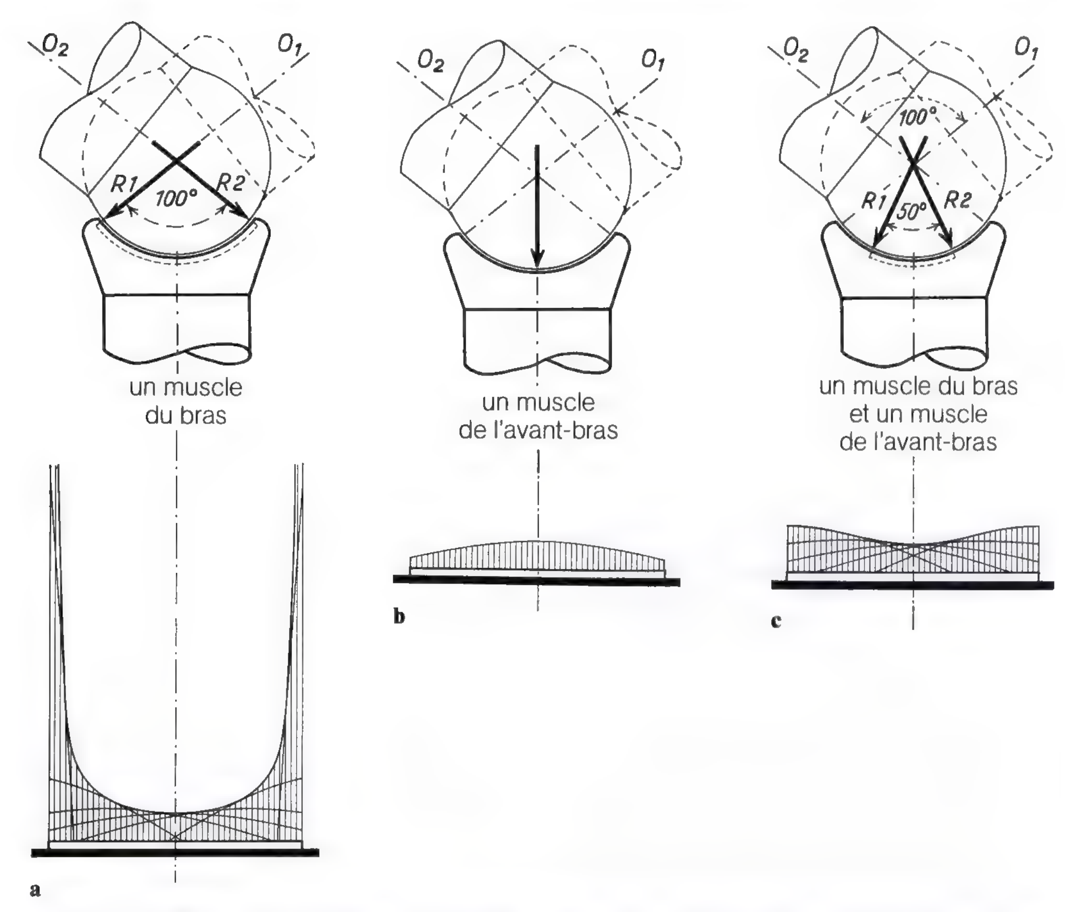


Fig. 9 a–c. Diagramme de distribution des contraintes dans le cartilage articulaire concave d'une articulation cylindrique durant le mouvement de flexion-extension: **a** lorsque le mouvement est exécuté uniquement par un muscle du bras; **b** lorsque le mouvement de l'articulation est exécuté uniquement par un muscle de l'avant-bras; **c** lorsque le mouvement de l'articulation est exécuté par un muscle du bras et un de l'avant-bras. Signification des lettres: O_1 et O_2 Positions extrêmes du bras; R_1 et R_2 Situations de la résultante correspondant à ces positions du bras. A la partie supérieure de la figure, l'articulation est schématisée. A la partie inférieure, les diagrammes des contraintes dans les différentes positions de l'articulation sont superposés. Il faut spécialement noter les pics de contraintes dans les positions extrêmes lorsque le mouvement est effectué uniquement par un muscle du bras (a). S'il est effectué uniquement par un muscle de l'avant-bras (b), la résultante (flèche) ne bouge pratiquement pas par rapport à la cavité; la distribution des contraintes dans la cavité est la même pour toutes les positions (voir le diagramme en dessous). Explications détaillées dans le texte

Puisque la plupart de ces muscles sont à peu près parallèles à l'axe du bras ou à celui de l'avant-bras, on peut retenir la totalité de la force correspondant à la coupe transversale. Il ne faut cependant pas oublier que le rond pronateur s'écarte de la direction de l'axe de l'avant-bras. Pour lui, on ne retient que la composante de la force se trouvant dans le plan du mouvement de l'avant-bras. Elle représente 88% de la grandeur de la résultante de ce muscle.

Les chiffres ainsi obtenus sont repris dans la colonne 4 du tableau. Ils doivent être multipliés par la surface de la coupe transversale des muscles.

Le bras de levier des muscles est déterminé d'après les travaux de Braune et Fischer (1889), directement à partir du raccourcisse-

Tableau. *Muscles fléchisseurs du coude considérés dans l'analyse.*
La colonne 2 indique la portion du muscle qui ponte l'articulation. Les données de la colonne 3 proviennent en grande partie de R. Fick (1910).

1. Muscles	2. Portion insérée au bras	3. Coupe physiologique cm²	4. % de la force au niveau du coude
I Muscles du bras.			
1. Longue portion du biceps.	1	3,33	100
2. Courte portion du biceps.	1	3,22	100
3. Brachial antérieur.	1	6,40	100
II Muscles de l'avant-bras.			
4. Long supinateur.	1	1,86	100
5. Rond pronateur.	⅔	3,24	59
6. Grand palmaire.	1	2,16	100
7. Cubital antérieur.	½	5,00	50
8. Petit palmaire.	1	0,93	100
9. Fléchisseur commun superficiel des doigts.	½	10,70	50
10. Premier radial.	1	3,14	100
11. Deuxième radial.	⅔	2,22	67
12. Cubital postérieur.	½	5,30	50

ment des muscles durant la flexion. D'après Braune et Fischer, on a :

$$M = P \cdot q \cdot \frac{dV}{d\omega} \qquad (15)$$

Dans cette formule, M est le moment du muscle, P la force musculaire par cm² de coupe transversale, q la coupe du muscle en cm², ω l'angle de flexion, V le raccourcissement lors de la flexion à l'angle déterminé $\left(\frac{dV}{d\omega}\right.$ est le quotient différentiel correspondant).

Si P et q sont posés égaux à 1, M correspond au bras de levier du muscle, que l'on recherche.

Pour les muscles qui n'ont pas été explorés par Braune et Fischer, les résultantes ont été considérées comme correspondant à la ligne joignant les centres des zones d'origine et d'insertion du muscle.

Pour leurs calculs, Braune et Fischer (1889) partent de l'extension maximale du coude, le bras et l'avant-bras formant entre eux un angle de 174° (R. Fick, 1910). Ils désignent cette position comme «flexion 0°» et calculent le moment musculaire pour une flexion de plus en plus prononcée, progressant de 5° en 5°. Dans notre analyse, nous travaillons uniquement avec les angles réels formés par le bras et l'avant-bras. Pour pouvoir utiliser les valeurs obtenues par Braune et Fischer, notre calcul se basa sur les positions étudiées par ces auteurs. En conséquence, au lieu d'une flexion du coude à angle droit, nous dûmes choisir une position très voisine, 89°.

Cette position du membre supérieur fléchi à 89° fut le point de départ de nos recherches. Nous analysâmes en outre les deux positions extrêmes, un angle de 174° (extension maximale) et une flexion à 44° (flexion maximale) de même qu'une position intermédiaire de 154°. Cette dernière position fut retenue parce qu'il ressort de la recherche des moments par Braune et Fischer que, dans cette position, aucune résultante musculaire n'est encore déviée de son parcours rectiligne par la trochlée humérale jouant le rôle de fulcrum.

Les valeurs des coupes transversales obtenues par la méthode de Grohmann et R. Fick ne donnent certainement qu'une grossière approximation des coupes physiologiques réelles. Il faut cependant remarquer

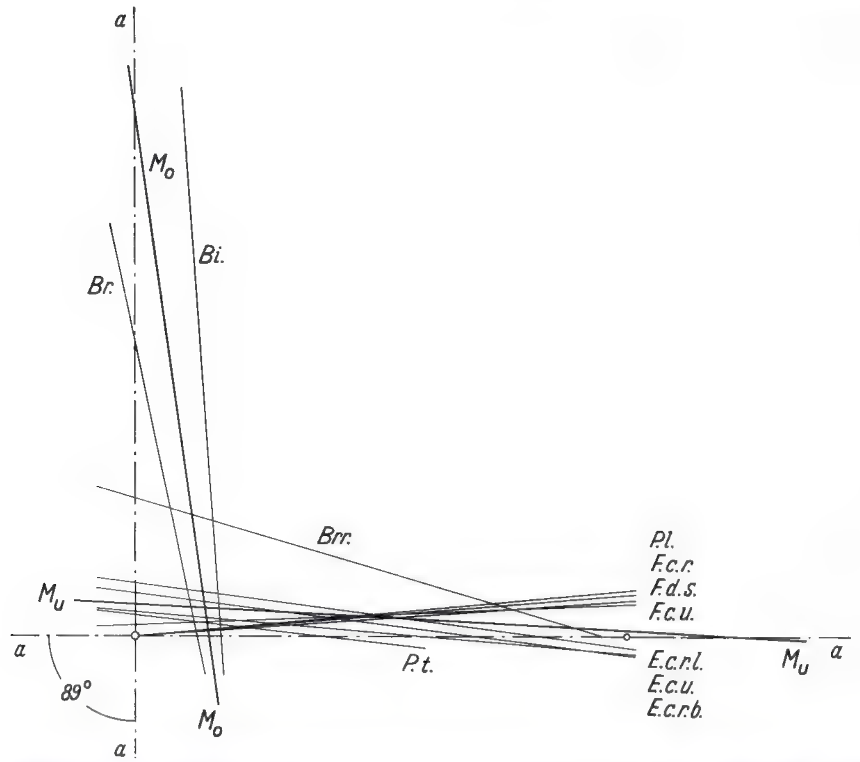


Fig. 10. Lignes d'action des muscles fixant l'articulation du coude en flexion à 89° (d'après les données de BRAUNE et FISCHER et d'après des mesures personnelles). Signification des lettres: $a-a$ Axes du bras et de l'avant-bras; *Bi* Biceps brachial; *Br* Brachial antérieur; *Brr* Long supinateur; *Ecrb* Second radial; *Ecrl* Premier radial; *Ecu* Cubital postérieur; *Fcr* Grand palmaire; *Fcu* Cubital antérieur; *Fds* Fléchisseur commun superficiel des doigts; *Pl* Petit palmaire; *Pt* Rond pronateur; M_o Résultante des muscles du bras; M_u Résultante des muscles de l'avantbras

que les muscles les plus importants pour la fixation du coude, le biceps, le brachial antérieur et le long supinateur, peuvent être considérés comme ayant des fibres pratiquement parallèles. Pour cette raison, la coupe physiologique peut être confondue avec la coupe transversale anatomique. D'autre part, la détermination de la coupe physiologique donne une mesure de la force musculaire absolue mais non de celle exercée dans le tendon, qui ici nous intéresse. Nous reviendrons sur leurs relations dans un travail ultérieur.

Les quelques muscles pour lesquels ces remarques revêtent de l'importance sont exclusivement des muscles de l'avant-bras, dont le moment par rapport au coude n'est pas élevé. On pense tout d'abord au fléchisseur commun superficiel des doigts dont les fibres ne sont manifestement pas parallèles. Mais précisément ce muscle ne joue qu'un rôle tout à fait accessoire dans la sollicitation de l'articulation du coude.

La fig. 10 représente la situation des lignes d'action des muscles prenant part à la flexion du coude, par rapport à l'axe du mouvement. Le bras et l'avant-bras forment entre eux un angle de 89° (voir page 429). Les muscles qui prennent leur insertion tout près du coude et se situent essentiellement dans l'avant-bras seront dans la suite appelés simplement *muscles de l'avant-bras*. Les autres, qui se trouvent essentiellement dans le bras (muscles biceps et brachial antérieur), seront dorénavant désignés sous le nom de *muscles du bras*. Les résultantes des muscles de l'avant-bras (M_u) et de ceux du bras (M_o) furent déterminées en supposant que chaque muscle exerce une force proportionnelle à sa

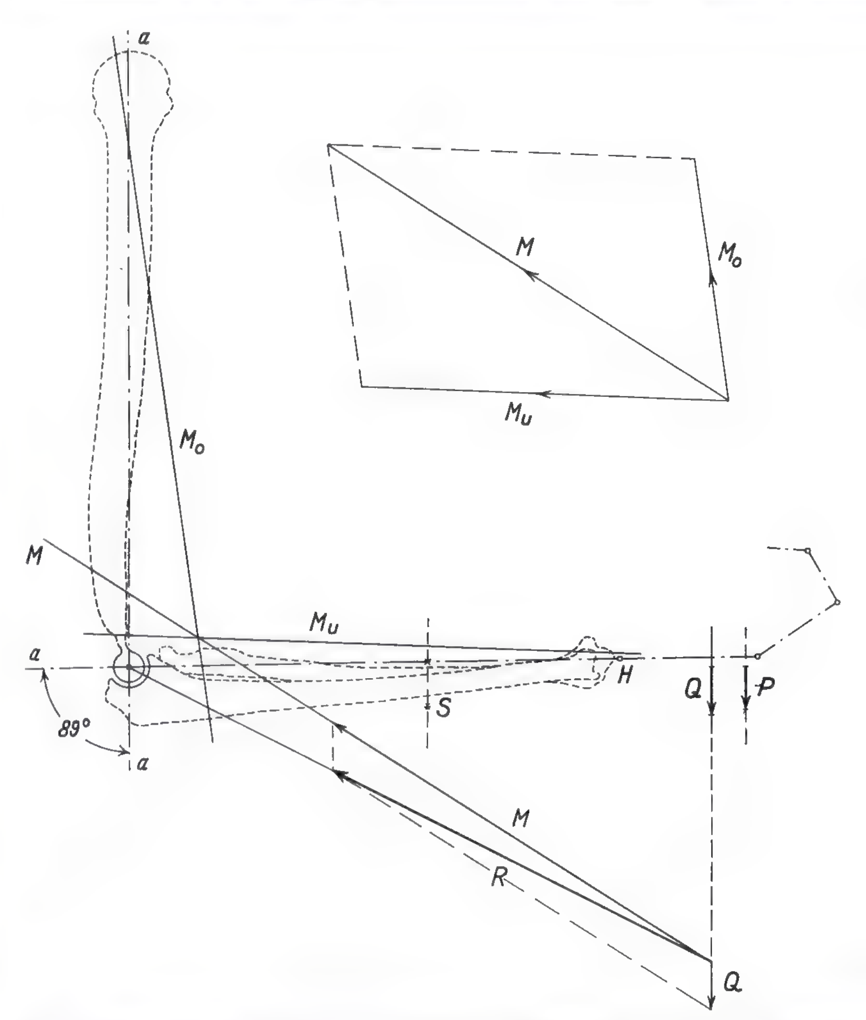


Fig. 11. Détermination de la force de compression résultante agissant sur le coude fléchi à 89°. Signification des lettres: *a–a* Axes du bras et de l'avant-bras; *H* Articulation radio-carpienne; *M* Résultante globale de tous les muscles; M_o Résultante des muscles du bras; M_u Résultante des muscles de l'avant-bras; *P* Charge supportée par la main; *Q* Somme de *P* et *S* ou ensemble de la charge; *S* Poids de l'avant-bras et de la main agissant à leur centre de gravité

coupe physiologique (voir page 427 et suivante). A partir de ces deux résultantes M_u et M_o, la résultante globale *M* de toutes les forces musculaires s'obtient facilement par la construction du parallélogramme des forces (fig. 11). On supposa que la main porte une charge telle que le moment du poids de la charge et de l'avant-bras est égal à celui de la résultante globale *M* des muscles. Il y a donc équilibre au niveau de l'articulation où s'exerce la résultante *R* des forces musculaires (*M*) et du poids total ($Q = P + S$) (fig. 11).

On supposa d'abord, contrairement à la réalité, qu'au niveau du coude toute la force agissant sur l'avant-bras était transmise exclusivement du cubitus à la trochlée humérale. La situation, la direction et la grandeur de la résultante articulaire globale *R* furent recherchées pour quatre positions de l'articulation (angles de 44°, 89°, 154° et 174°) de la manière décrite plus haut. La distribution des contraintes de compression sur la surface articulaire du cubitus est représentée par les diagrammes (fig. 12 a–d). Elle est

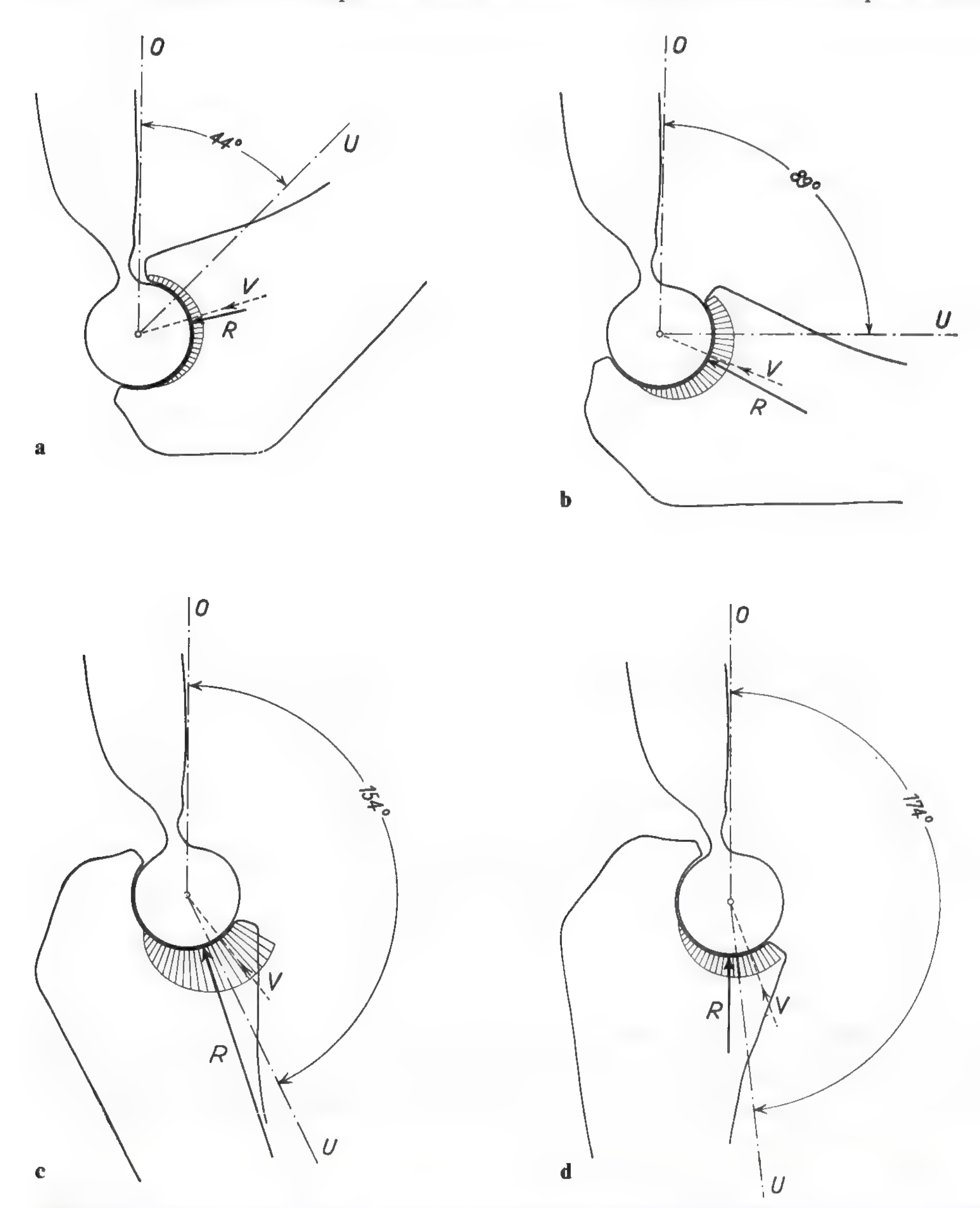


Fig. 12 a–d. Détermination de la distribution des contraintes dans le cartilage articulaire du cubitus en supposant que l'ensemble de la force résultante agissant sur le coude est transmise par l'articulation huméro-cubitale. Les contraintes sont calculées pour des angles de flexion de **a** 44°, **b** 89°, **c** 154°, **d** 174°. Signification des lettres: *O* Axe du bras; *R* Résultante de la charge globale et des forces musculaires; *U* Axe de l'avant-bras; *V* «Direction du déplacement» (voir fig. 7)

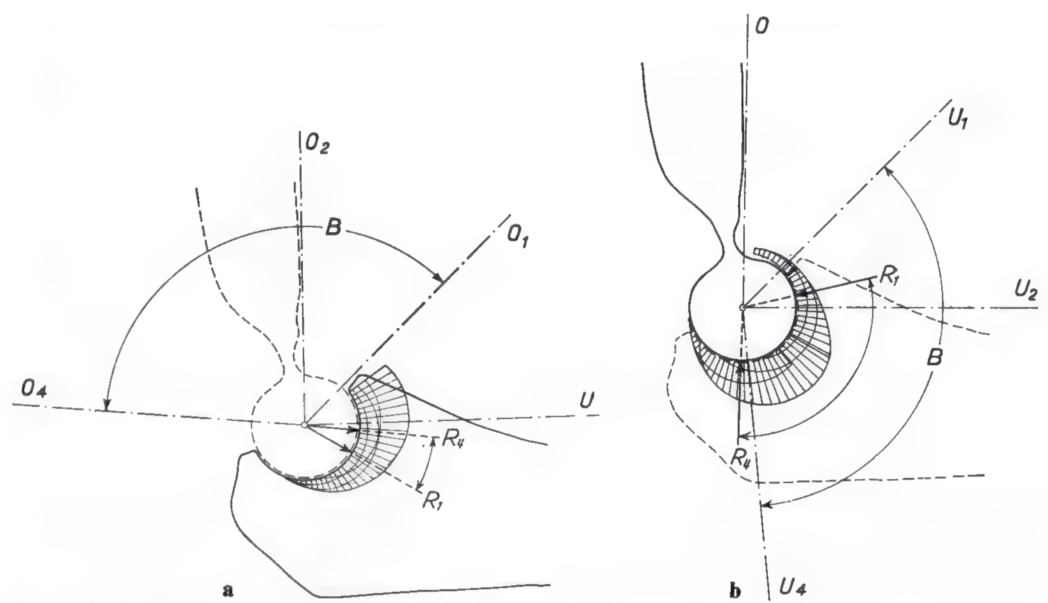


Fig. 13 a et b. Distribution des contraintes dans le cartilage articulaire de l'olécrâne et dans celui de la trochlée humérale durant le mouvement de flexion-extension, en supposant que la résultante des forces agissant sur le coude est transmise uniquement par l'articulation huméro-cubitale. **a** Superposition des diagrammes des contraintes des fig. 12 a–d. Distribution globale des contraintes sur la surface articulaire du cubitus. **b** Superposition des diagrammes des contraintes sur la trochlée humérale. Signification des lettres: *B* Amplitude totale du mouvement du bras et de l'avant-bras durant la flexion-extension (135°); $O_1 - O_4$ Situation de l'axe du bras pour chacune des positions des fig. 12 a – d; $U_1 - U_4$ Situation de l'axe de l'avant-bras pour chacune des positions des fig. 12 a – d, le bras étant supposé fixe; $R_1 - R_4$ Situation de la résultante pour chacune des positions des fig. 12 a – d. Les autres notations sont les mêmes que pour la fig. 12

spécialement défavorable pour une flexion à 154° (fig. 12 c). Les contraintes de compression, déjà grandes par elles-mêmes, augmentent encore vers l'apophyse coronoïde. Une superposition des diagrammes des contraintes dans le cartilage articulaire du cubitus au cours du mouvement montre que ces contraintes sont réparties de façon très inégale (fig. 13 a). Nulles à la pointe de l'olécrâne, elles augmentent de plus en plus jusqu'à l'apophyse coronoïde.

Les diagrammes des contraintes exercées dans le cartilage de la trochlée humérale furent superposés (fig. 13 b) de la même façon. Ici la distribution des contraintes paraît plus favorable dans ce sens que le maximum se trouve à peu près au milieu de la surface articulaire. Les contraintes tombent à zéro de part et d'autre, en deçà des bords.

Cette analyse fut conduite en supposant que toutes les forces agissant au niveau de l'avant-bras étaient transmises à l'humérus par le cubitus (voir page 431). En réalité, toutes les forces agissant sur la main sont d'abord transmises au radius par l'articulation radio-carpienne. Elles comprennent celles qui résultent d'une charge supportée par la main et celles dues aux fléchisseurs du poignet et des doigts, qui doivent équilibrer la charge supportée. De ces dernières, seules nous intéresseront celles qui pontent l'articulation du coude, en tout ou en partie, et prennent leur origine sur l'humérus. En outre, parmi les fléchisseurs du coude, le biceps et le long supinateur s'insèrent directement au radius.

Le type d'articulation entre la tête radiale et le condyle huméral ne permet entre les deux os que la transmission de forces qui agissent dans l'axe du radius. De façon générale, la résultante sollicitant le coude est dirigée obliquement d'arrière en avant et de la région distale vers la région proximale. Elle peut être décomposée en une composante axiale et une composante tangentielle, en ce

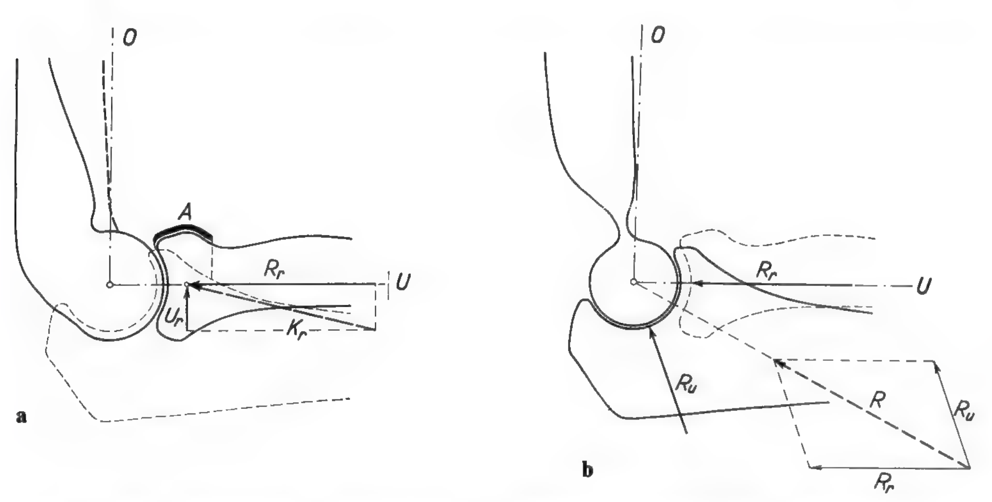


Fig. 14 a et b. Décomposition de la résultante R en une composante radiale R_r et une composante cubitale R_u. **a** La force K_r transmise par le radius est décomposée en une composante axiale R_r et une composante tangentielle U_r. Celle-ci est transmise au cubitus par le ligament annulaire (A). **b** La résultante globale R résulte de la composante radiale R_r et de la composante cubitale R_u. Lorsque R_r est déterminé (a), on obtient R_u en construisant le parallélogramme des forces

qui concerne l'articulation radio-humérale. La composante axiale comprime la tête du radius contre le condyle huméral. La composante tangentielle (U_r) tend à déplacer les deux surfaces articulaires tangentiellement l'une par rapport à l'autre et ainsi à faire glisser la tête du radius vers l'avant.

Cette composante tangentielle est reprise par le ligament annulaire et transmise par lui au cubitus dont l'olécrâne embrasse la trochlée humérale suffisamment loin pour empêcher un glissement des surfaces articulaires (fig. 14).

Le brachial antérieur s'insère directement sur le cubitus qu'il tire contre l'humérus. A cela s'ajoute la composante tangentielle transmise du radius. Enfin une partie de la composante axiale du radius pourrait être transmise au cubitus par l'intermédiaire de la membrane interosseuse.

La résultante R agissant sur l'articulation du coude peut donc se décomposer en une composante radiale R_r et une composante cubitale R_u, qui sollicitent respectivement l'articulation huméro-radiale et l'articulation huméro-cubitale. Ces deux forces vont maintenant être analysées séparément.

Dans le coude mis en charge, la tête du radius est en contact étroit avec le condyle huméral qu'elle comprime. D'autre part, sollicité en traction, du matériau collagène subit une déformation élastique. On supposera donc que la partie de la composante axiale transmise du radius au cubitus par la membrane interosseuse est très petite et peut être négligée au cours du raisonnement ultérieur.

Pratiquement, on peut accepter avec une assez bonne approximation que la force résultante R sollicitant l'articulation du coude se décompose en une composante R_r agissant suivant l'axe du radius et une composante cubitale R_u qui résulte de la force du muscle brachial antérieur et de la composante tangentielle U_r (fig. 14). Dans une telle hypothèse, la composante radiale R_r est vraisemblablement trop grande.

La construction graphique de la composante radiale dans ces conditions est représentée à la fig. 15 pour les angles de flexion de 44°, 89°, 154° et 174°. La résultante des muscles de l'avant-bras (M_u) et celle des muscles du bras (M_o) se composent pour former la résultante musculaire (M). En y ajoutant la charge (Q), on arrive à la résultante articulaire R. Si on diminue celle-ci de la force du muscle brachial (B_r) on obtient la force agissant primitivement sur le radius (K_r). Celle-ci est à son tour décomposée en une composante tangentielle (U_r) et une composante axiale (R_r).

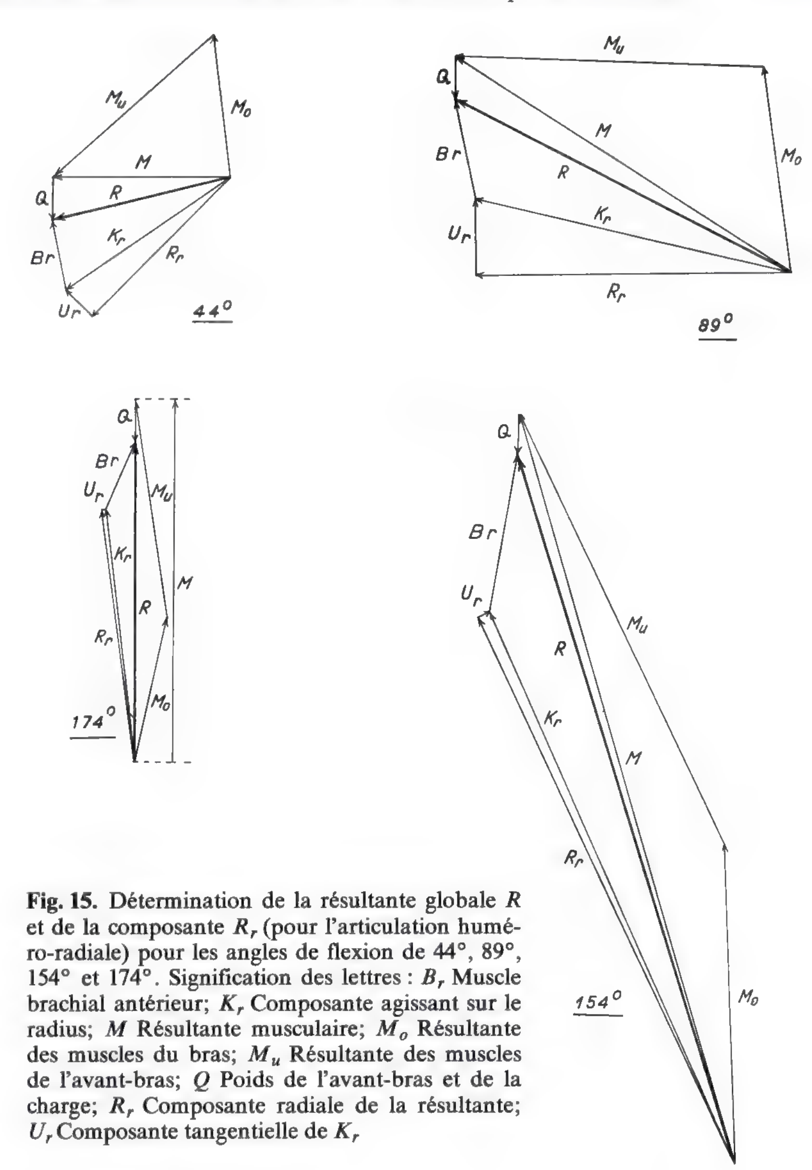


Fig. 15. Détermination de la résultante globale R et de la composante R_r (pour l'articulation huméro-radiale) pour les angles de flexion de 44°, 89°, 154° et 174°. Signification des lettres : B_r Muscle brachial antérieur; K_r Composante agissant sur le radius; M Résultante musculaire; M_o Résultante des muscles du bras; M_u Résultante des muscles de l'avant-bras; Q Poids de l'avant-bras et de la charge; R_r Composante radiale de la résultante; U_r Composante tangentielle de K_r

La composante cubitale R_u s'obtient facilement à partir du parallélogramme des forces R et R_r (fig. 16 a–d). C'est à partir de cette composante que l'on peut calculer la sollicitation réelle de l'articulation huméro-cubitale (voir page 434). Dans les fig. 17 a–d, les diagrammes représentent la distribution des contraintes de compression dans le cartilage articulaire de l'olécrâne pour les angles de flexion de 44°, 89°, 154° et 174°. Leur superposition (fig. 17 e) montre une répartition presque uniforme des contraintes de compression durant le mouvement de flexion-extension du coude.

La superposition des diagrammes des contraintes dans le cartilage articulaire de la trochlée humérale est représentée à la fig. 17 f. A partir d'une valeur maximale localisée à peu près au milieu de la surface portante, les contraintes tombent symétriquement en avant et en arrière jusqu'à zéro.

Dans les conditions supposées ici (voir page 434), la sollicitation de la tête du radius et du condyle huméral est beaucoup plus éle-

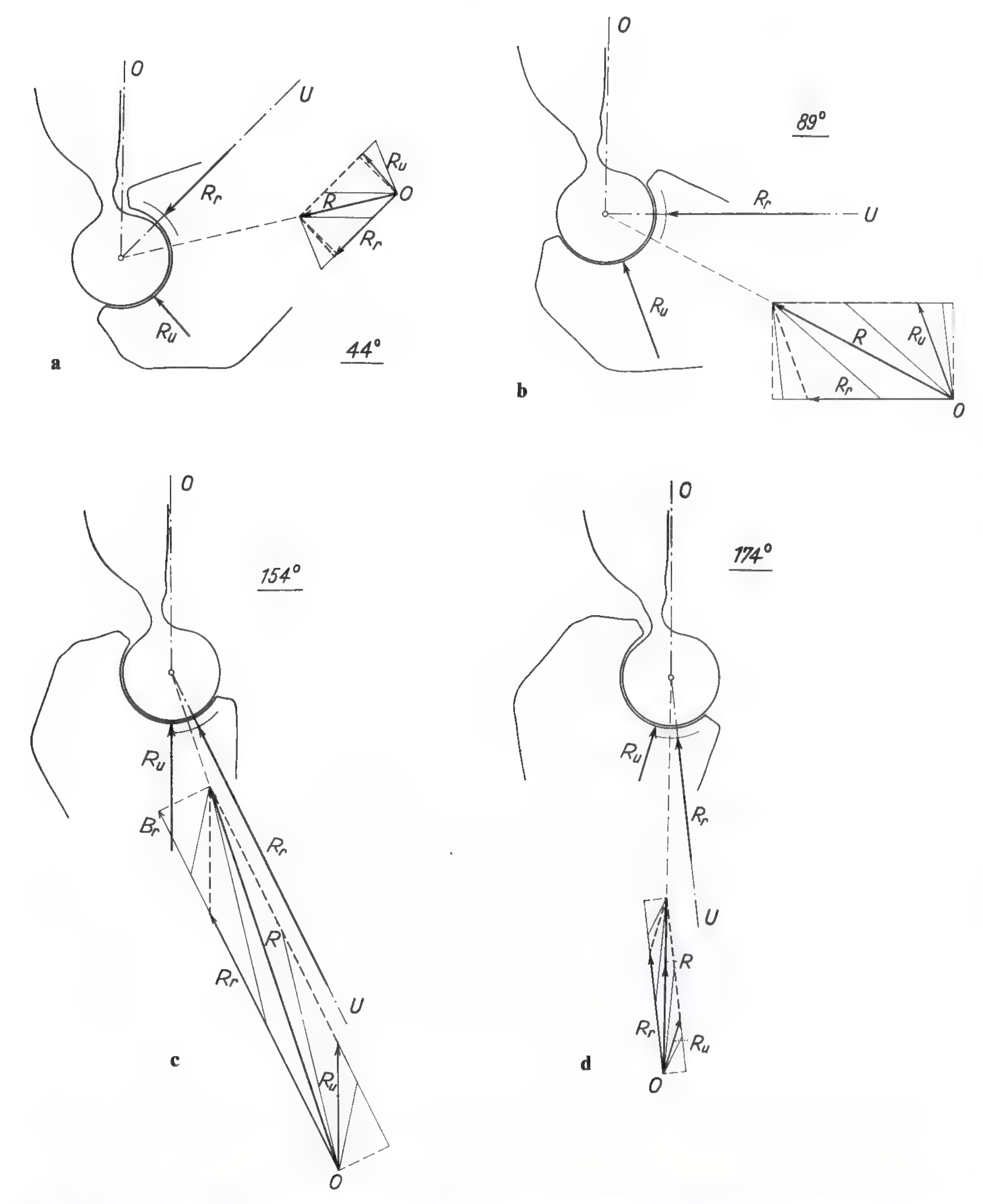


Fig. 16 a–d. Situation, direction et grandeur de la résultante globale R de même que de sa composante radiale R_r et de sa composante cubitale R_u agissant sur l'articulation du coude pour les angles de flexion de : **a** 44°, **b** 89°, **c** 154°, **d** 174°. R_u=composante cubitale. Les autres notations sont les mêmes que pour la fig. 15

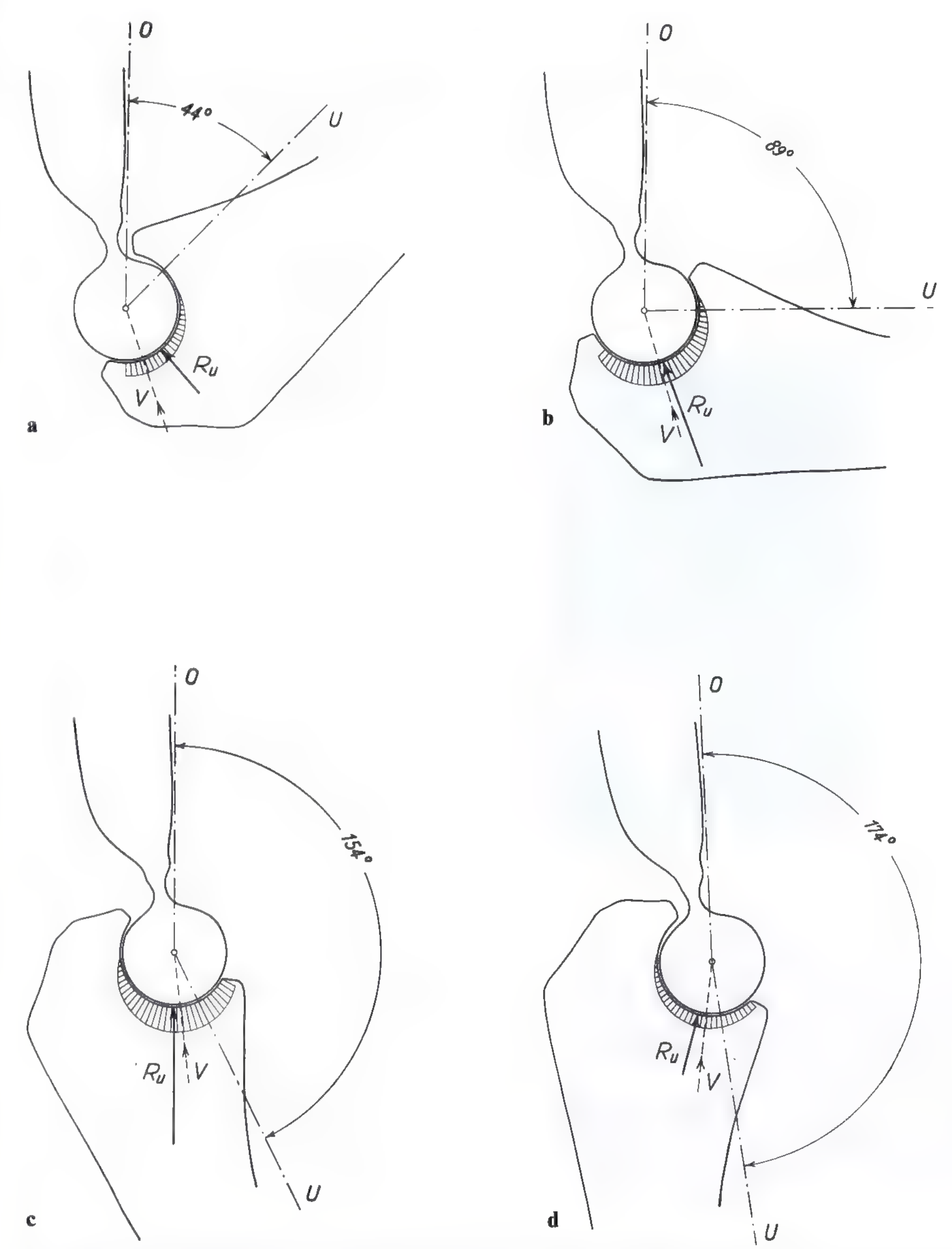


Fig. 17 a–f. Distribution des contraintes dans le cartilage articulaire de l'articulation huméro-cubitale sollicitée par la composante cubitale R_u (voir fig. 15 et 16). **a–d** Distribution des contraintes dans le cartilage articulaire de l'olécrâne pour les angles de flexion de 44°, 89°, 154° et 174°; **e** Superposition des quatre diagrammes des contraintes a–d. La sollicitation du cartilage est à peu près uniforme; **f** Superposition des diagrammes des contraintes dans le cartilage articulaire de la trochlée humérale pour les mêmes angles de flexion qu'en a–d. Les notations sont les mêmes que pour les fig. 12 et 13

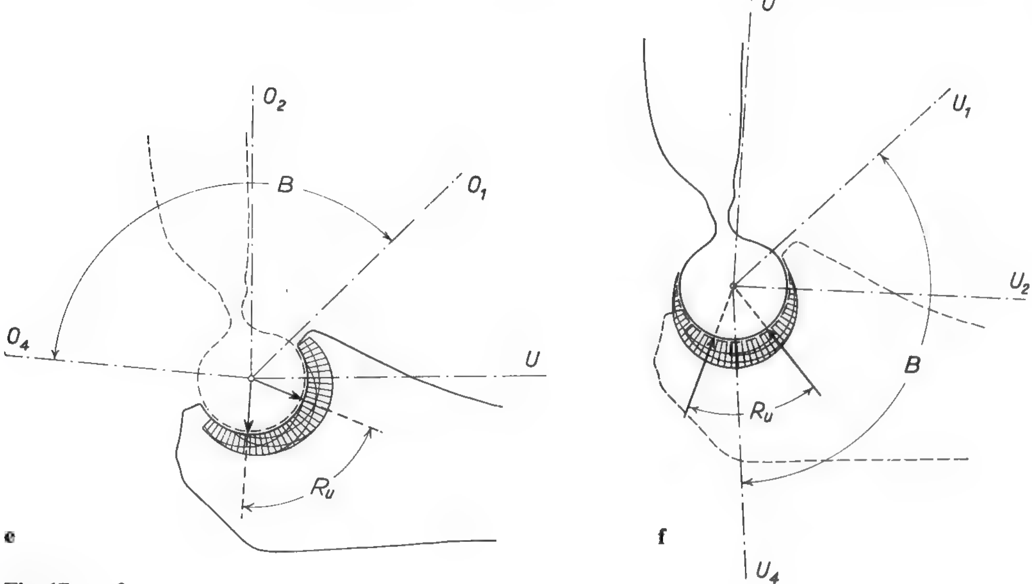


Fig. 17 e et f

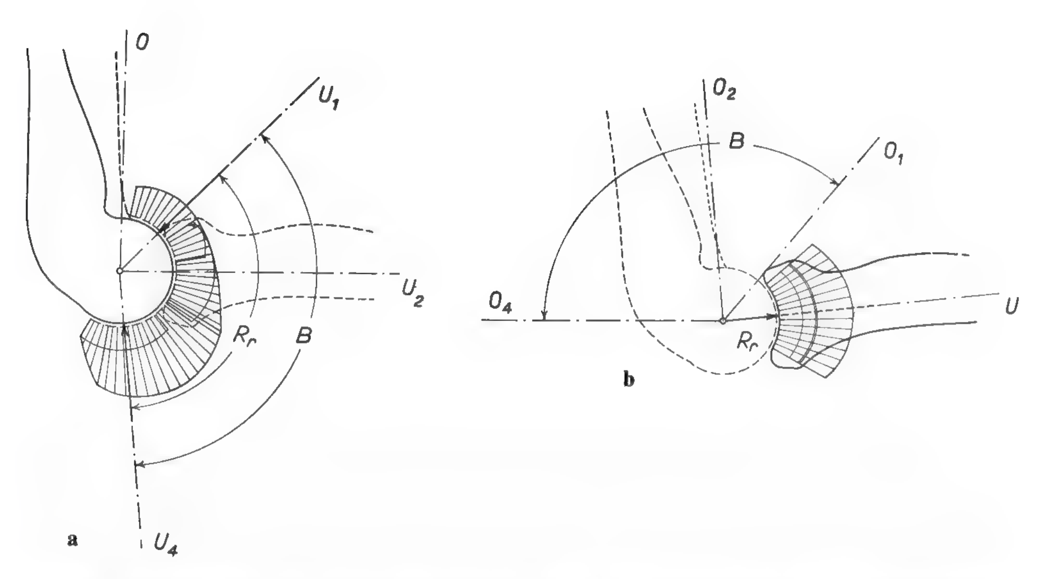


Fig. 18 a et b. Distribution des contraintes dans le cartilage articulaire de l'articulation huméro-radiale sollicitée par la composante radiale R_r. **a** Superposition des diagrammes des contraintes pour le condyle huméral (angles de flexion de 44° à 174°). **b** Superposition des diagrammes des contraintes pour la tête radiale (mêmes angles de flexion qu'en a). L'arc *B* indique l'amplitude du mouvement du bras et de l'avant-bras. Les autres notations sont les mêmes que pour les fig. 12 et 13

vée, comme le montre la superposition des diagrammes des contraintes pour l'ensemble du mouvement. Ces diagrammes sont dessinés à la même échelle (fig. 18 a, b). La *distribution* des contraintes est remarquablement égale pour la tête du radius (fig. 18 b). Par contre, le condyle huméral subit une sollicitation beaucoup plus élevée en extension qu'en flexion (fig. 18 a).

Discussion des résultats

Comme ces résultats le montrent, l'action simultanée de plusieurs muscles – surtout si ceux-ci pontent des distances différentes – sur une articulation non seulement réduit la sollicitation des os (PAUWELS 1948) mais régularise en même temps la compression des cartilages articulaires de façon très adéquate. Cette régulation consiste en ce que, durant le mouvement habituel de l'articulation, toutes les zones des surfaces articulaires sont sollicitées l'une après l'autre. Des pics de contraintes sont ainsi évités. Comme il ressort de l'analyse, ceci se réalise de façon presque idéale pour les deux surfaces articulaires de l'articulation huméro-cubitale. Ces résultats théoriques sont objectivés par le fait que, sous les deux cartilages articulaires, la densité de l'os sous-chondral semble distribuée exactement comme les contraintes dans les diagrammes calculés (fig. 19). Ceci apparaît clairement aussi à la radiographie (fig. 19 b). On peut parler ici d'une matérialisation du diagramme des contraintes. On a précédemment attiré l'attention sur cette interdépendance entre la grandeur des contraintes et la densité de l'os sous-chondral en prenant la hanche pour exemple (PAUWELS 1955). Il n'est donc plus besoin de s'étendre sur cette relation.

Il faut maintenant justifier pourquoi une transmission de la force du radius au cubitus par l'intermédiaire de la membrane interosseuse (page 434) a été négligée lors des calculs. Les diagrammes des contraintes dans l'articulation huméro-radiale montrent des grandeurs si élevées par rapport à l'articulation huméro-cubitale (fig. 18) qu'une diminution de la sollicitation par transmission d'une partie de la force au cubitus paraît hautement opportune. Comme ceci ne peut entraîner qu'une diminution de la force agissant dans l'axe du radius, la


a

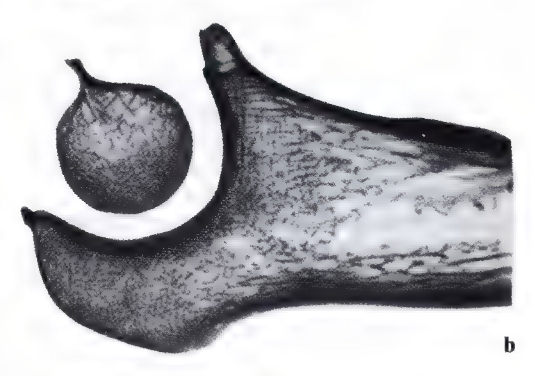

b

Fig. 19 a et b. Coupe à travers l'articulation huméro-cubitale passant à peu près au milieu de la trochlée humérale. **a** Coupe à la scie à travers une préparation anatomique macérée. Les cartilages articulaires sont absents. **b** Radiographie d'une coupe de Fournier à travers le cubitus et la trochlée. Il faut spécialement noter la condensation osseuse uniforme sous la surface articulaire du cubitus, de même que la condensation en demi-lune du tissu spongieux dans la trochlée humérale (voir le diagramme des contraintes des fig. 17 c et f).

forme des diagrammes des contraintes de la tête radiale et du condyle huméral n'en serait pas changée.

La sollicitation de la trochlée humérale en serait très peu modifiée. Seule celle du cartilage articulaire de l'olécrâne pourrait être influencée de façon défavorable dans une certaine mesure puisque, en extension, les contraintes augmenteraient quelque peu dans la partie de l'articulation située près de l'apophyse coronoïde.

Comme il est très peu vraisemblable que cette transmission de la composante axiale du radius au cubitus puisse atteindre 100% ou même une valeur approchante, le diagramme des contraintes dans le cubitus ne peut guère en être modifié.

Ceci montre que le résultat de l'analyse biomécanique du coude explique la sollicitation d'un point de vue qualitatif. Toutefois la *grandeur* de la sollicitation varie certainement d'un individu à l'autre et d'une situation à l'autre.

Cette analyse montre aussi quelle importance la membrane interosseuse peut revêtir en déchargeant l'articulation huméro-radiale. Des mesures précises de cette transmission de force seraient extrêmement utiles pour une analyse quantitative de la sollicitation du coude.

Résumé

Cette étude biomécanique du coude analyse la distribution des contraintes sur les surfaces articulaires. Elle s'appuie sur une recherche fondamentale des forces qui agissent sur l'articulation. Les résultats les plus importants en sont résumés ci-dessous.

1. La pression atmosphérique ne peut pas intervenir dans la pression intra-articulaire. Elle peut s'opposer à une séparation violente des surfaces articulaires mais elle ne comprime pas celles-ci l'une contre l'autre.

2. Les muscles s'insérant sur les pièces squelettiques articulées équilibrent toujours une contre-force (muscle antagoniste, poids d'une partie du corps). Pour le calcul il ne faut donc jamais les retenir seuls mais combinés avec cette contre-force.

3. La résultante de la force musculaire et de la contre-force (poids) doit passer par le centre instantané de rotation de l'articulation pour des raisons d'équilibre.

4. Une articulation est toujours sollicitée par cette résultante, pour autant que la ligne d'action du poids ne passe pas par le centre instantané de rotation. Dans ce dernier cas, aucune force musculaire ne serait nécessaire pour l'équilibre.

5. La résultante de la force musculaire et de la contre-force comprime *toujours* les surfaces articulaires l'une contre l'autre. Elle provoque la pression articulaire.

6. La répartition des contraintes de compression dans le cartilage articulaire dépend de la situation du point de percée de la résultante dans la surface articulaire. Si la résultante croise celle-ci en son milieu ou près de son milieu, les contraintes sont à peu près également réparties, diminuant légèrement du centre vers la périphérie. Par contre si la résultante est rapprochée d'un bord de la surface articulaire, les contraintes s'élèvent vers ce bord en même temps que la surface portante se réduit proportionnellement. Si la résultante se trouve au voisinage immédiat du bord, d'énormes pics de contrainte peuvent se produire.

7. Si le coude est mobilisé uniquement par un muscle du bras (le brachial antérieur), la situation et la direction de la résultante de la force musculaire et du poids de l'avant-bras se modifient peu par rapport à la surface articulaire du bras. Par contre, elles balaient la surface articulaire de l'avant-bras pratiquement d'un bord à l'autre. Dans les positions extrêmes, d'énormes et dangereuses contraintes doivent se produire aux bords de la surface articulaire de l'avant-bras.

8. Si le mouvement est effectué uniquement par un muscle de l'avant-bras (long supinateur), la situation est inversée.

9. Une solution idéale consiste en une musculation double du coude par au moins un muscle du bras et un de l'avant-bras. Durant le mouvement, la résultante balaie alors les deux surfaces articulaires dans leur partie centrale. Ceci évite aux deux cartilages arti-

culaires une sollicitation permanente et nuisible au même endroit et cette situation distribue les contraintes de façon à peu près uniforme sur les surfaces portantes. Dans les positions extrêmes, il n'apparaît pas de pics de contraintes.

10. Les muscles importants intervenant dans l'équilibre du coude ont été repris dans un tableau. Pour autant que leurs moments n'aient pas été donnés par BRAUNE et FISCHER (1889), ils ont été déterminés. On a supposé que chaque muscle représente une partie de la force musculaire exercée, proportionnelle à sa coupe physiologique. Les coupes physiologiques proviennent des données de R. FICK (1911).

11. Toutes les forces musculaires sont ramenées à une seule résultante musculaire. Celle-ci doit équilibrer le poids de l'avant-bras et éventuellement celui d'une charge tenue dans la main.

12. Si toute la force résultant des muscles et de la charge et agissant sur le coude était transmise de l'olécrâne au condyle huméral, la distribution des contraintes pour un mouvement de 44° à 174° ne serait pas optimale pour le cartilage articulaire du cubitus. En extension, les contraintes s'élèveraient fortement vers l'apophyse coronoïde.

13. La décomposition de la résultante articulaire en une composante cubitale transmise par l'articulation huméro-cubitale et une composante radiale agissant dans l'articulation huméro-radiale est discutée. Pour cette discussion, on part du fait que l'articulation huméro-radiale ne peut transmettre qu'une force agissant dans l'axe du radius. La possibilité de transmettre une partie de cette force axiale au cubitus par la membrane interosseuse n'est intentionnellement pas envisagée.

14. En tenant compte de cette décomposition de la résultante articulaire, il apparaît que l'articulation huméro-cubitale est soumise à une sollicitation optimale pour le cartilage articulaire du cubitus et pour celui de l'humérus. De même la distribution des contraintes dans le cartilage de la tête radiale est très favorable. C'est uniquement dans le condyle de l'humérus qu'apparaît un gradient de contraintes, en extension.

15. L'importance de la membrane interosseuse pour décharger l'articulation huméro-radiale est discutée.

16. La distribution de la densité osseuse sous-chondrale dans la trochlée humérale et dans l'olécrâne confirme la validité qualitative des diagrammes des contraintes obtenus.

Littérature

BRAUNE, W., et O. FISCHER: Die Rotationsmomente der Beugemuskeln am Ellenbogengelenk des Menschen. Abh. kgl. sächs. Ges. Wiss., math.-phys. Kl. *15,* No. 3 242 (1889).

FICK, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Vol. 2: Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik; Vol. 3: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Jena: Gustav Fischer 1910 et 1911.

PAUWELS, F.: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. 1. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Ges. *114,* 129 (1948). – Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. 7. Beitrag zur funktionellen Anatomie etc. Morph. Jb. *95,* 35 (1955).

STRASSER, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. 1. Allgemeiner Teil. 2. Spezieller Teil. Berlin: Springer 1908 et 1913.

16. Le hauban. Son importance pour la sollicitation de l'os tubulaire. Son emploi dans l'ostéosynthèse de compression *

Avec 38 figures

L'application des principes mécaniques en orthopédie se heurte encore à de grandes difficultés car, de façon générale, les médecins ne connaissent pas bien les lois fondamentales de la statique ni la théorie de l'élasticité. On ne distingue même pas de façon claire les notions de *charge* et de *sollicitation.* Ainsi, d'après RAUBER et GRUNEWALD [1], la sollicitation des os tubulaires par le poids du corps serait fortement accrue par la force des muscles. C'est une erreur. Il est exact que la tension des muscles augmente la *charge,* c'est-à-dire la force de compression qui s'exerce sur les os. Mais, par contre, elle réduit considérablement la *sollicitation* de l'os tubulaire parce qu'elle agit comme un hauban en sens opposé au poids du corps.

Pour le démontrer, je dois d'abord expliquer quelques points fondamentaux de la théorie de l'élasticité, en particulier la différence entre charge et sollicitation. De plus, j'insisterai sur un fait fondamental: *la grandeur de la sollicitation ne dépend pas seulement de la grandeur de la charge, mais surtout de la situation de celle-ci.* Je serai aussi bref que possible.

La colonne ici représentée (fig. 1 a) supporte un poids. Cette charge agit sur elle comme une force extérieure. Elle provoque dans le matériau de la colonne des contraintes de compression qui l'équilibrent.

La somme des contraintes se produisant dans la coupe transversale de la colonne constitue la sollicitation de celle-ci. Cette sollicitation seule détermine l'effet de la charge dans le matériau de la colonne. Dans le diagramme des contraintes, la longueur des flèches indique la grandeur et la distribution des contraintes dans la coupe transversale.

La charge de la deuxième colonne (fig. 1 b) est cinq fois plus élevée que celle de la première. L'augmentation de la charge de 100 kg à 500 kg accroît la sollicitation de la colonne dans les mêmes proportions, c'est-à-dire de 10 kg/cm² à 50 kg/cm².

La petite charge de 100 kg supportée par la troisième colonne (fig. 1 c) est un peu déplacée vers la droite. Le petit déplacement transversal de la charge augmente la sollicitation de la colonne autant qu'une charge cinq fois plus grande, comme celle supportée par la colonne du milieu. Le diagramme supérieur le montre. La contrainte de compression maximale vaut 50 kg/cm², comme dans la colonne du milieu. Or c'est la contrainte maximale qui détermine la grandeur de la sollicitation.

Le petit déplacement de la charge entraîne une telle augmentation de la sollicitation parce que cette charge, dans sa situation excentrique, provoque deux sortes de contraintes dans la colonne:

1. des contraintes de compression pure indiquées dans le diagramme central ①. Ces contraintes de compression ont la même valeur que dans la colonne de gauche (fig. 1 a). En effet, la charge provoque la même compression que si elle se trouvait juste au-dessus du milieu de la colonne.

2. des contraintes de flexion car la charge excentrique tend à infléchir la colonne vers la droite. Elles sont illustrées par le diagramme inférieur ②.

---

* Pour le soixante-dixième anniversaire de M. le Prof. Dr. BÜRKLE DE LA CAMP. Verh. der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft, 52. Kongreß 1965

[1] «Les deux types de forces agissent dans le même sens. La sollicitation globale résulte de leur somme. Comme la force musculaire vaut plusieurs fois le poids du tronc, c'est elle qui est décisive.» (GRUNEWALD, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen des Menschen. Z. orthop. Chir., **39**, 271 [1919])

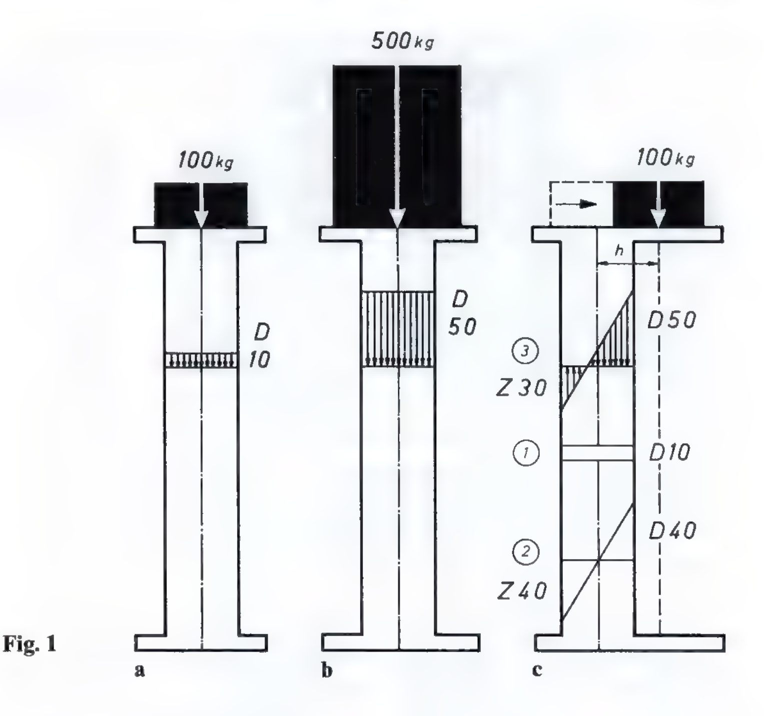


Fig. 1

Les contraintes de compression et de traction dues à la flexion sont maximales aux bords et diminuent pour atteindre zéro au milieu de la coupe où se trouve la fibre neutre.

Ces deux espèces de contraintes sont des contraintes longitudinales. Elles s'additionnent donc. Leur somme constitue la sollicitation en flexion résultante. C'est la sollicitation qui se produit effectivement. Le diagramme supérieur ③ indique sa grandeur et sa distribution.

Comparez les diagrammes ① et ②. Vous voyez que les contraintes de flexion sont beaucoup plus grandes que celles de compression pure. En outre, elles s'accroissent très fort et très vite avec l'excentricité de la charge. Par contre, celles de compression pure restent constantes pour n'importe quelle situation de la charge. Par conséquent, *ce sont les contraintes de flexion s'additionnant à celles de compression pure qui sont décisives quant à la grandeur de la sollicitation de la colonne.*

Ce fait revêt une grande importance. Il montre que seule une diminution de la composante de flexion de la charge peut réduire fortement la sollicitation de la colonne.

Comment ceci est-il possible sans modifier la situation excentrique de la charge? C'est ce qu'illustrent les schémas suivants.

La colonne de gauche (fig. 2 a) supporte une charge à l'extrémité droite d'une traverse. Les contraintes de compression pure (diagramme supérieur) y valent 10 kg/cm². Comme le montre le diagramme inférieur, la flexion provoque des contraintes de compression dans la moitié droite de la coupe, des contraintes de traction dans la moitié gauche. Les contraintes maximales de compression et de traction dues à la flexion atteignent 100 kg/cm².

La colonne du milieu (fig. 2 b) supporte une charge identique à l'extrémité gauche de la traverse, à égale distance de son axe. Les contraintes de compression pure, de même que celles de compression et de traction dues à la flexion, y ont la même grandeur que dans la colonne de gauche. Il existe une seule différence : les contraintes de compression provenant de la flexion se produisent maintenant dans la moitié gauche de la coupe transversale, celles de traction dans la moitié droite.

Si la colonne supporte les deux charges, comme à droite (fig. 2 c), les contraintes de compression et de traction dues à la flexion

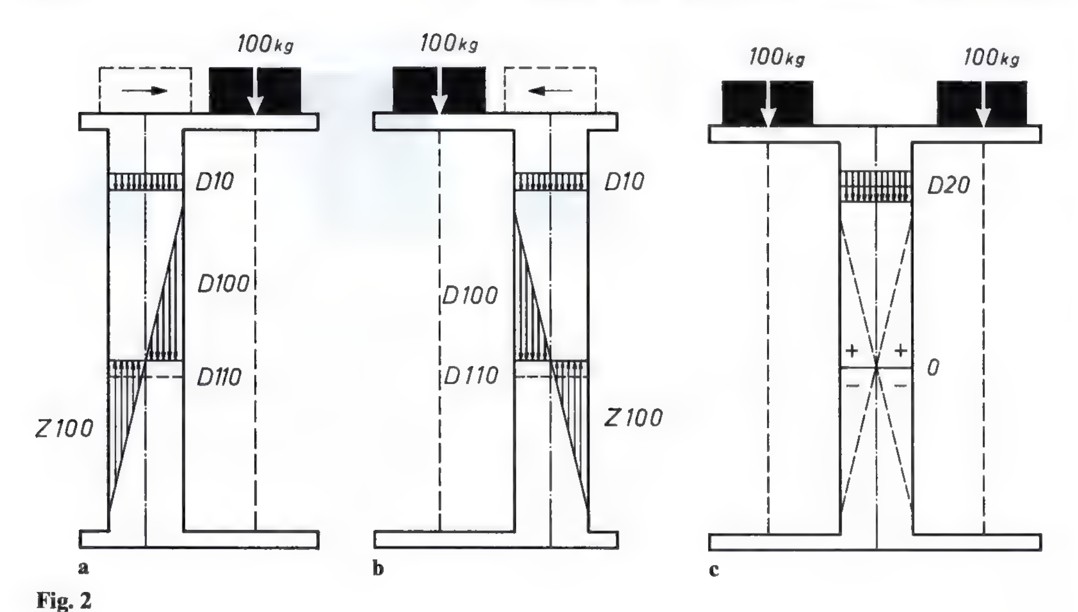


Fig. 2

s'annulent. Il ne reste que les contraintes de compression pure provoquées par les deux charges. Leur somme – 20 kg/cm² – est nettement moindre que les plus hautes contraintes de compression entraînées par une seule charge, c'est-à-dire 110 kg/cm².

Ainsi, la seconde charge, ajoutée du côté opposé à la première, réduit la «sollicitation» de la colonne à moins d'un cinquième bien qu'elle double la charge supportée.

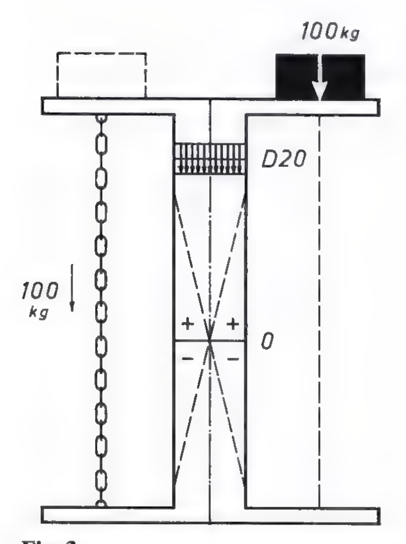


Fig. 3

Un tirant peut la remplacer s'il exerce le même effort dans la même direction (fig. 3). Ce tirant, désigné en mécanique sous le nom de hauban, exerce le même effet que la seconde charge et réduit la sollicitation de la colonne de la même façon.

Voici d'abord une expérience photo-élastique (fig. 4). Elle illustre l'effet d'un hauban sur la sollicitation d'une colonne excentriquement chargée. La force *K* agit à l'extrémité droite de la traverse. Sa grandeur est constante, de même que sa distance à l'axe de la colonne. On ajoute un hauban à gauche de celle-ci. Ce hauban exerce une force de plus en plus grande, comme l'indique la longueur progressive de la flèche *G* dans les modèles suivants. Le nombre de lignes noires – les isochromes – est proportionnel à la grandeur des contraintes. Il traduit la grandeur de la sollicitation. Plus grand est l'effort du hauban, moins il y a d'isochromes et plus petite devient la sollicitation. Les valeurs de la contrainte de compression maximale le montrent.

Dans le dernier modèle, à droite et en bas, l'action du hauban annule complètement la sollicitation en flexion provoquée par la charge. Il ne reste que les petites contraintes de compression pure. Celles-ci résultent de la charge et de l'effort du hauban. Ainsi, la sollicitation de la colonne qui, sans hau-

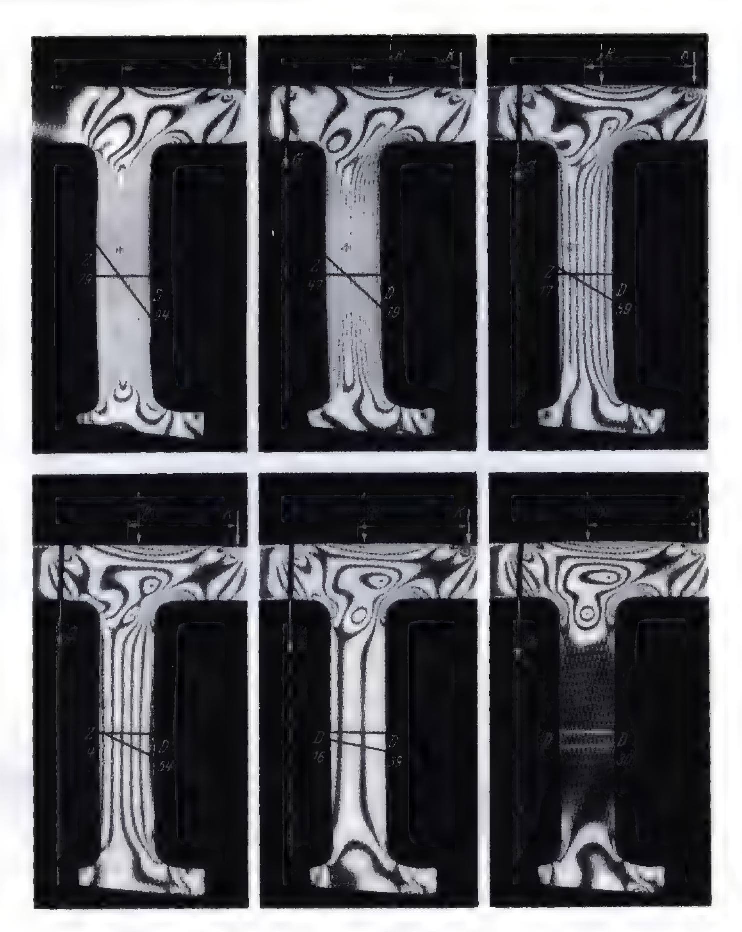


Fig. 4

ban, atteignait 94 kg/cm², est réduite à 30 kg/cm², c'est-à-dire au tiers.

Lorsque la traverse est fixée à la colonne, le hauban peut être tendu à volonté. La sollicitation de la colonne peut donc être réduite plus ou moins fort. Le modèle photo-élastique le montrait.

Mais si la traverse est articulée avec la colonne (fig. 5 a), l'effort du hauban doit posséder une grandeur bien déterminée parce que le hauban est automatiquement tendu par la charge qu'il équilibre au niveau de l'articulation.

Lorsqu'il existe une articulation, la tension du hauban, c'est-à-dire la force qu'il exerce, dépend donc du rapport entre les bras de levier au bout desquels charge et hauban agissent sur l'articulation.

Si les deux bras de levier ont la même longueur, l'effort du hauban est égal au poids de la charge (fig. 5 a). Si son bras de levier vaut la moitié de celui de la charge, le hauban devra exercer une force deux fois plus grande que le poids de la charge, pour maintenir celle-ci en équilibre (fig. 5 b).

Transposons cette analyse théorique aux os tubulaires. Les muscles qui équilibrent le poids du corps au niveau d'une articulation agissent comme des haubans. En outre, comme le montre le schéma 5 c, la force musculaire doit être beaucoup plus grande que le poids du corps puisque son bras de levier est, en général, beaucoup plus court que celui du poids du corps. *Bien que l'effort musculaire augmente fortement la charge de l'os tubulaire, il en réduit considérablement la sollicitation en agissant comme un hauban.* La comparaison entre les deux dessins théoriques à l'échelle l'indique.

La sollicitation de la colonne fig. 5 d est comparable à celle de l'os tubulaire uniquement sous l'effet du poids du corps, comme,

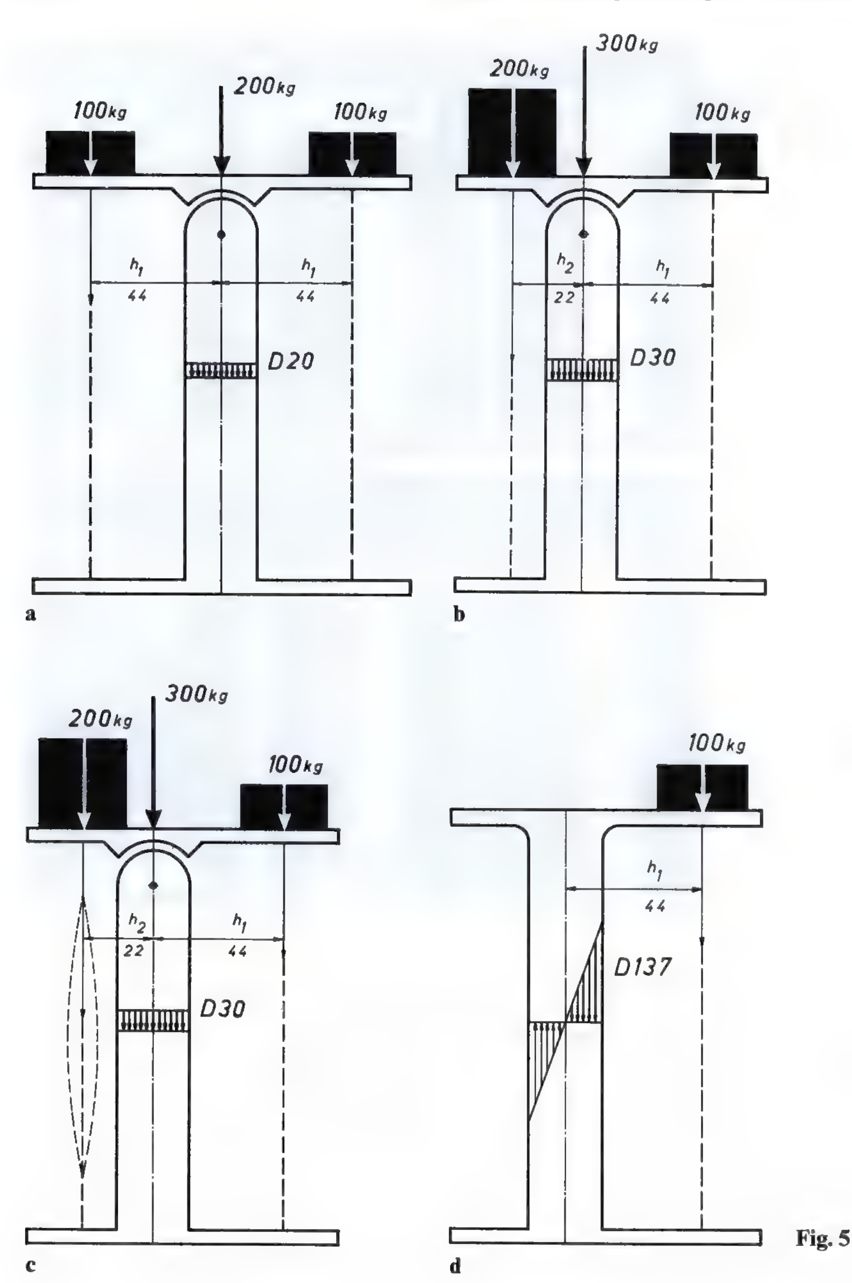


Fig. 5

par exemple, dans une ankylose. Elle atteint 137 kg/cm². Dans la colonne fig. 5 c, un lourd contrepoids réduit la sollicitation, comme le fait l'effort musculaire pour l'os, de 137 kg/cm² à 30 kg/cm², c'est-à-dire à moins du quart.

Les deux exemples suivants illustrent l'action des haubans musculaires.

Voici d'abord une expérience de photo-élasticité (fig. 6). Elle démontre la réduction de la sollicitation de l'humérus par un muscle fléchisseur. Le modèle de gauche est celui d'un membre supérieur, épaule raide et coude fléchi à angle droit.

L'humérus est sollicité en traction et fortement en flexion par le poids de l'avant-bras

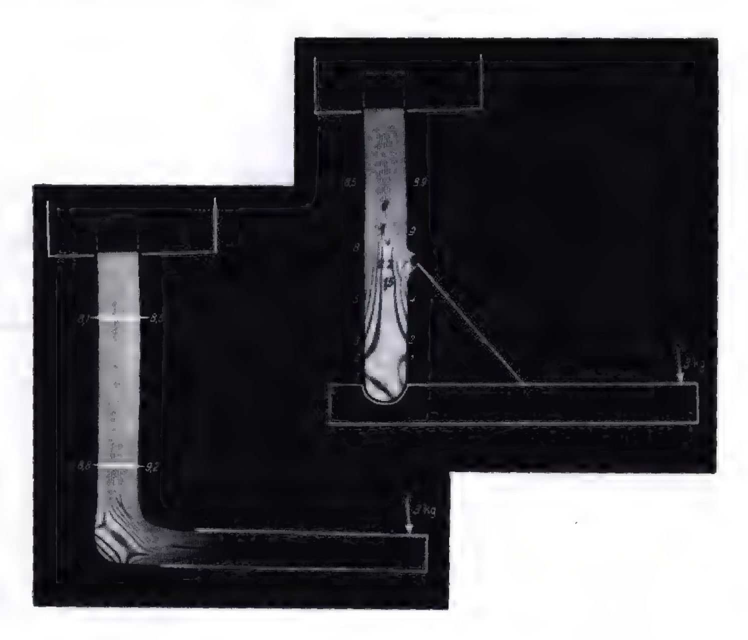


Fig. 6

et par la charge à l'extrémité de celui-ci. Le grand nombre d'isochromes le montre.

Dans le modèle de droite, le coude est articulé. Un muscle fléchisseur le fixe dans cette position. Il tend à fléchir la portion d'humérus qu'il ponte, comme un hauban, dans le sens opposé à la charge. La distance du muscle à l'humérus, c'est-à-dire le bras de levier au bout duquel le muscle agit sur celui-ci, devient de plus en plus long au fur et à mesure qu'on se rapproche de l'articulation du coude. L'action de décharge du muscle augmente de même. Ainsi, le nombre d'isochromes diminue progressivement en allant vers l'articulation et, près de celle-ci, la contrainte maximale, c'est-à-dire la sollicitation de l'humérus, est passée de 90 kg/cm² à 20 kg/cm² et même à 10 kg/cm².

De même, la tension des abducteurs diminue la sollicitation du col fémoral. Le schéma (fig. 7) le représente.

Dans une hanche ankylosée (fig. 7 a), le poids du corps seul, agissant au bout d'un long bras de levier, sollicite fortement le col fémoral en flexion, de la même façon que le poids sollicite la colonne voisine. Le bord médial du col subit des contraintes de compression de 31,3 kg/cm², le bord latéral des contraintes de traction de 29,2 kg/cm².

Dans une hanche librement mobile (fig. 7 b), les abducteurs réduisent considérablement la sollicitation du col fémoral, de même que le hauban réduit celle de la colonne voisine. Les contraintes de compression au bord médial sont diminuées de moitié : de 31,3 kg/cm² elles passent à 15,5 kg/cm² Celles de traction au bord latéral sont encore plus fortement réduites, passant de 29,2 kg/cm² à 4,9 kg/cm², soit à peu près au sixième, bien que la charge, c'est-à-dire la force de compression agissant sur le col, soit augmentée par l'effort musculaire. De 47,7 kg elle passe à 175 kg. Elle devient plus de trois fois plus grande.

Ceci explique le fait suivant. Dans une arthrodèse de la hanche, l'action des abducteurs est éliminée par enclouage ou vissage. Non seulement la mise en charge précoce peut compromettre la guérison osseuse, mais elle peut provoquer une fracture sous-trochantérienne spontanée ou une fracture transcervicale malgré le clou (fig. 8).

L'effet de hauban des muscles, que j'ai analysé jusqu'ici pour un muscle seul et pour une position déterminée de l'articulation, est général. Il se réalise lors du mouvement des membres du fait que *l'action statique et l'action cinétique des muscles sont couplées.* Comme exemple, j'expliquerai brièvement la régulation de la sollicitation du tibia par la force musculaire durant la période d'appui unilatéral de la marche.

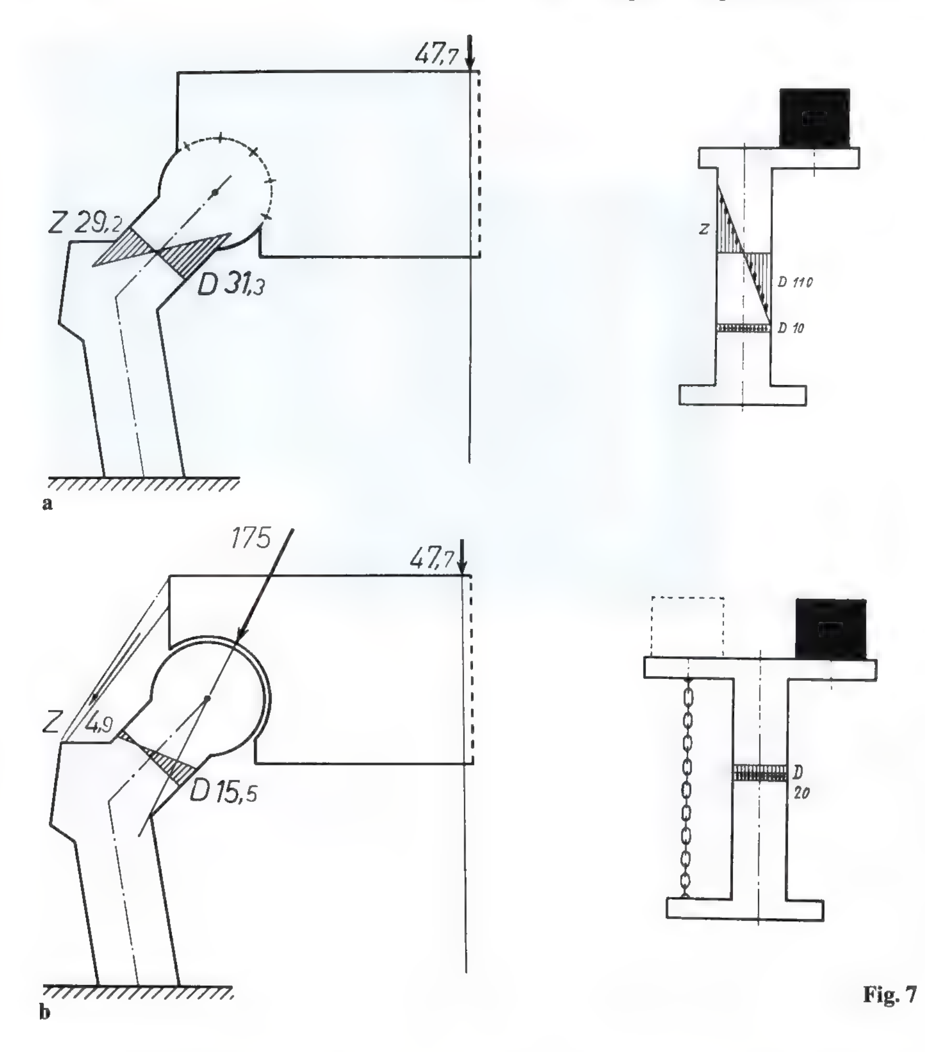


Fig. 7

Le schéma de gauche (fig. 9 a) représente la position du membre inférieur au début du pas. Le pied n'appuie que par le talon. La ligne d'action du poids du corps se trouve derrière le tibia. Situé devant le tibia, le tibial antérieur (*t*) agit comme un hauban vis-à-vis du poids du corps. C'est le même muscle qui, à ce moment, fixe la cheville.

A la fin du pas, à droite (fig. 9 b), lorsque l'avant-pied appuie au sol, la ligne d'action du poids du corps se trouve devant le tibia. Maintenant, c'est le triceps sural (*g*, *s*) qui, derrière le tibia, agit comme un hauban. De nouveau, c'est le même muscle qui, à ce moment, fixe la cheville.

Non seulement l'association des effets statique et cinétique des muscles diminue la sollicitation de l'os, mais, en outre, elle uniformise de façon idéale la distribution quantitative de cette sollicitation sur la longueur de l'os. Je puis aussi le démontrer par l'exemple du tibia.

Voici quatre positions successives de la jambe durant le pas (fig. 10).

Les diagrammes des moments, désignés par M_s, montrent la répartition quantitative, sur la longueur du tibia, de la sollicitation provoquée par le seul poids du corps. Elle se modifie considérablement d'une position à l'autre. Les variations du diagramme des moments l'illustrent. Comme l'indiquent les petits arcs, le poids du corps tend à infléchir le tibia de façons différentes : dans les deux premières positions convexité en avant, dans

la quatrième en arrière, dans la troisième en sens opposés pour les deux moitiés de l'os.

Les diagrammes des moments désignés par M_R représentent la distribution quantitative sur la longueur du tibia, de la sollicitation résultant du poids du corps et de l'effort musculaire, c'est-à-dire de la sollicitation modifiée chaque fois par le hauban musculaire. Celle-ci est du même type dans toutes les positions et diminue progressivement du haut vers le bas de la même manière. En outre, comme le montrent les petits arcs, dans toutes les positions, la sollicitation résultante tend à infléchir le tibia de la même façon.

Grâce à cette répartition standardisée idéale de la sollicitation, l'os peut être construit avec un minimum de matériau. Ceci entraîne une économie d'énergie.

Cette possibilité est, en fait, matérialisée par la structure de l'os, comme l'indique une comparaison entre la grandeur de la sollicitation et celle de la capacité de résistance aux différents niveaux du tibia (fig. 11).

Le diagramme de gauche *M* représente la répartition quantitative de la sollicitation sur la longueur du tibia, celui de droite *W* la valeur de la capacité de résistance de l'os. A chaque niveau, celle-ci correspond très bien à la grandeur de la sollicitation. Ceci prouve que le tibia est construit avec la plus grande économie de matériau.

Grâce à ces analyses théoriques, je crois avoir démontré que *les forces musculaires n'accroissent pas la sollicitation de l'os tubulaire, comme c'était admis jusqu'à présent. Au contraire, elles la diminuent considérablement et la standardisent de façon absolument éton-*

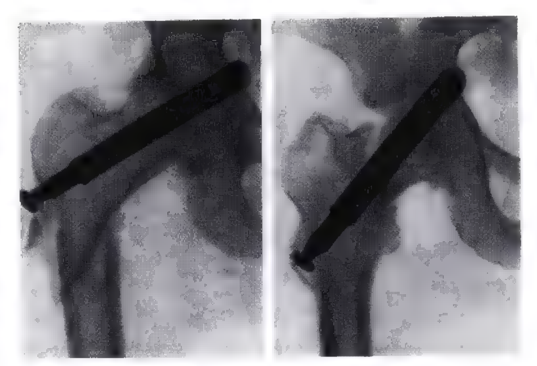


Fig. 8

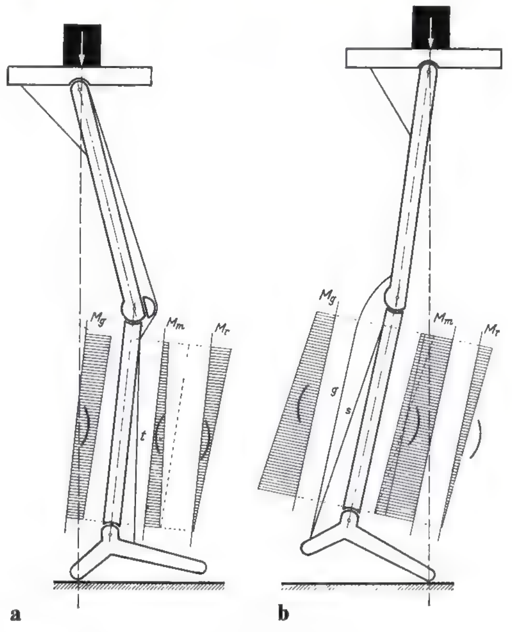


Fig. 9

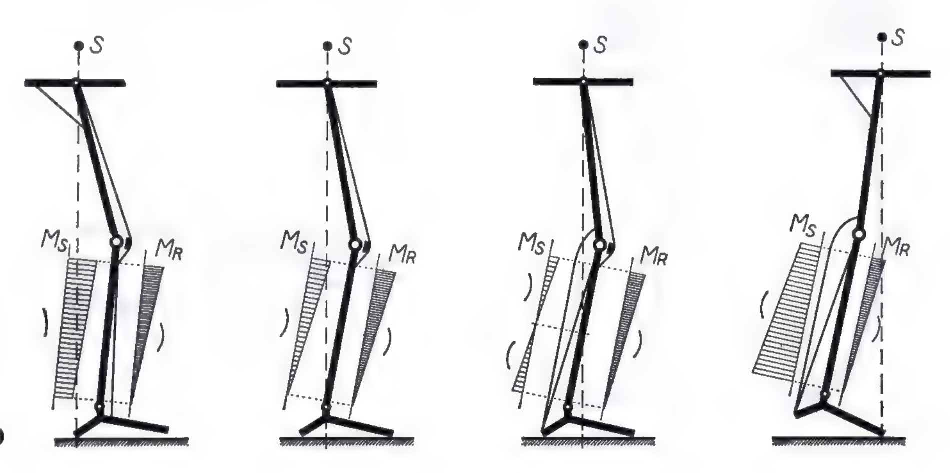


Fig. 10

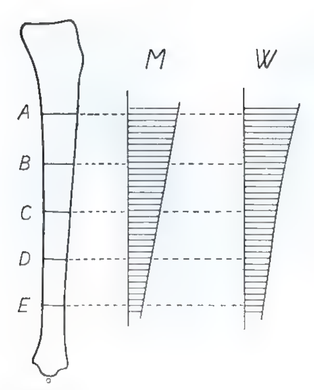


Fig. 11

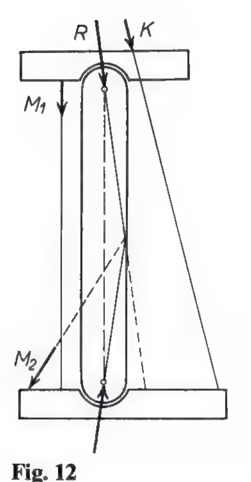
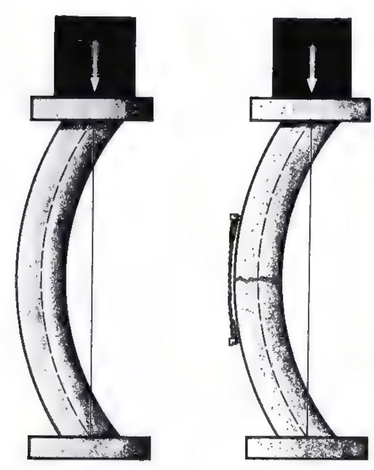


Fig. 12


Fig. 13

nante par la combinaison de leurs effets statique et cinétique au cours du mouvement.

Je vais maintenant envisager l'importance pratique que peut prendre un hauban dans le traitement d'une fracture.

De l'exemple d'une colonne chargée excentriquement, j'ai déduit qu'un hauban peut

1. réduire la sollicitation;
2. créer une sollicitation en compression pure.

C'est particulièrement ce dernier effet qui peut être exploité pour réaliser une ostéosynthèse sous compression. Il existe toutefois une condition: l'os tubulaire doit être sollicité physiologiquement en flexion. En effet, un hauban ne peut exercer son action spécifique que lors de la sollicitation en flexion. Cette condition est remplie: la forte sollicitation en flexion qu'impose le poids du corps à l'os tubulaire est considérablement diminuée par les muscles et les ligaments, mais elle n'est cependant pas tout à fait éliminée.

Dans le schéma fondamental de la sollicitation physiologique de l'os tubulaire (fig. 12), la force de compression *R* résultant du poids du corps et de la force musculaire ne correspond pas à l'axe de l'os. Elle s'en écarte progressivement à partir des articulations. En ce qui concerne la sollicitation, on peut donc comparer l'os tubulaire à une colonne courbe (fig. 13). Celle-ci est sollicitée en flexion de la même façon par sa charge car, ici aussi, la ligne d'action de la force de compression s'éloigne de l'axe de la colonne de plus en plus à partir des extrémités, vers le milieu.

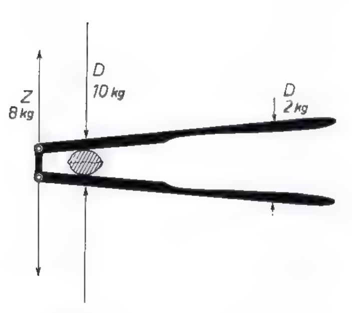


Fig. 14

Si la colonne est brisée, on peut empêcher le basculement du fragment supérieur en pontant la fracture du côté convexe par un tirant, un hauban (fig. 14). Celui-ci empêche le bâillement du foyer de fracture. Ainsi, les extrémités des fragments sont pressées l'une contre l'autre par la charge, de même qu'une noix est comprimée par l'action de la main sur un casse-noix.

Lors du processus normal de guérison d'une fracture d'un os tubulaire, avec angulation des fragments, une bandelette de fibrilles collagènes se développe très vite du côté convexe, pontant le foyer de fracture (fig. 15). C'est un hauban. Il exerce le même effet que le tirant pour la colonne brisée. Il empêche un accroissement de l'angle formé par les fragments et fixe les extrémités de ceux-ci sous compression.
C'est pourquoi, chez l'animal sauvage en liberté, les fractures guérissent pratiquement toujours – si même en mauvaise position – et l'on n'observe qu'exceptionnellement une pseudarthrose. Le hauban doit nécessairement se former du côté convexe de la fracture. En effet, le tissu préexistant et le tissu de granulation du côté convexe du foyer de fracture sont étirés par l'inclinaison des fragments. Or, l'allongement constitue le stimulus spécifique pour la formation et le maintien de fibrilles collagènes. Je l'ai démontré dans un travail exhaustif[2].

Comme pour la colonne brisée, dans beaucoup de fractures et d'ostéotomies, un hauban en fil d'acier peut assurer la position correcte des fragments et fixer ceux-ci sous compression.

Même après une éventuelle résorption aux extrémités des fragments, la compression provoquée par le hauban persiste, inchangée. En effet, la force qui infléchit les fragments tend automatiquement le hauban, comme lorsqu'il existe une articulation. Ceci est particulièrement important pour la guérison. Au contraire, l'habituelle ostéosynthèse par compression fixe les fragments sous une compression qu'on ne peut plus modifier et qui se perd à la moindre résorption au niveau des extrémités des fragments.

Sur la base de cette théorie, depuis trente ans, j'ai utilisé un hauban dans les cas où il s'indiquait, avec les meilleurs résultats. Je l'ai employé pour le traitement des fractures, dans des arthrodèses et presque toujours après les ostéotomies de l'extrémité supérieure du fémur. Pour ces dernières, la localisation du hauban résultait de l'observation suivante : après ostéotomie de l'extrémité supérieure du fémur, le foyer tend toujours à bâiller en avant et en dehors. Ceci s'explique par le fait que la force de compression résultante se situe en dedans et en arrière de l'endroit de l'ostéotomie. Pour fixer sous compression pure les surfaces cruentées de l'ostéo-

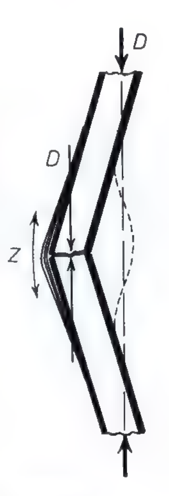
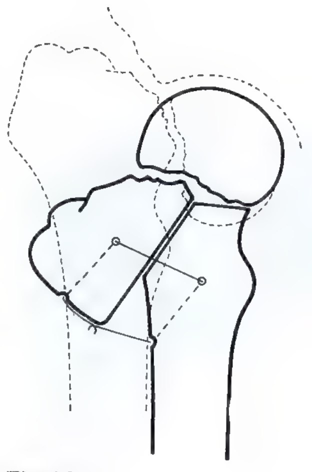


Fig. 15


Fig. 16

[2] Voir chapitre 14

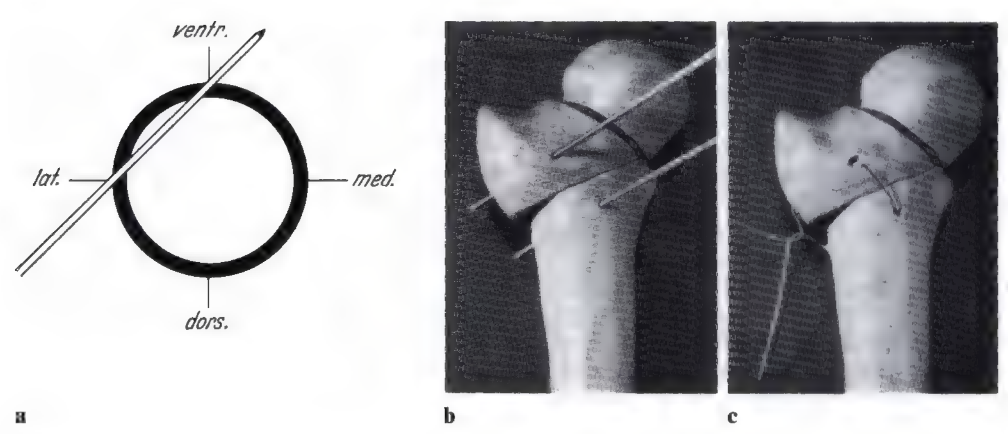


Fig. 17

tomie, il ne faut donc un hauban qu'en avant et en dehors (fig. 16). Un seul fil d'acier suffit. Il doit être placé de la façon représentée à la fig. 17.

Au moyen d'une broche de KIRSCHNER de 2 mm, deux trous sont forés de la ligne médiane latérale vers la ligne médiane antérieure du fémur. Les deux trous sont parallèles aux surfaces d'ostéotomie, l'un 1 cm au-dessus, l'autre 1 cm au-dessous (fig. 17 a et b). Un fil d'acier V2a, malléable mais solide, de 1 mm est passé par ces trous et noué à lui-même sous tension, du côté latéral (fig. 17). De la sorte, un seul fil réalise un hauban pontant le foyer d'ostéotomie aussi bien devant l'os que latéralement.

Les radiographies suivantes illustrent l'emploi de ce double hauban dans la réorientation de la *pseudarthrose du col fémoral et dans l'ostéotomie en Y pour coxa vara congénitale.*

Fig. 18. Pseudarthrose du col fémoral chez une patiente de 48 ans. La réorientation a été réalisée 4½ ans après la fracture. La radiographie de droite montre la guérison 1½ an plus tard.

Fig. 19. Pseudarthrose du col fémoral chez un confrère de 47 ans. Ostéotomie en Y 1½ an après la fracture. Dans ce cas, on a haubané à l'aide de deux fils d'acier. A droite, 2 ans après l'opération.

Fig. 20. Coxa vara congénitale chez un garçon de 3½ ans. Au milieu, 6 semaines après l'ostéotomie. A droite, 11½ ans après l'opération.

Le fil métallique ne doit pas être enlevé. Il reste bien toléré car il est immobile comme tout câble sollicité en traction suivant son axe.

Parfois, il est avantageux d'allonger le bras de levier du hauban. On accentue ainsi l'action de celui-ci et on empêche de façon encore plus efficace un changement de position des fragments. On y arrive par l'intermédiaire d'un clou ou d'une vis dans le col

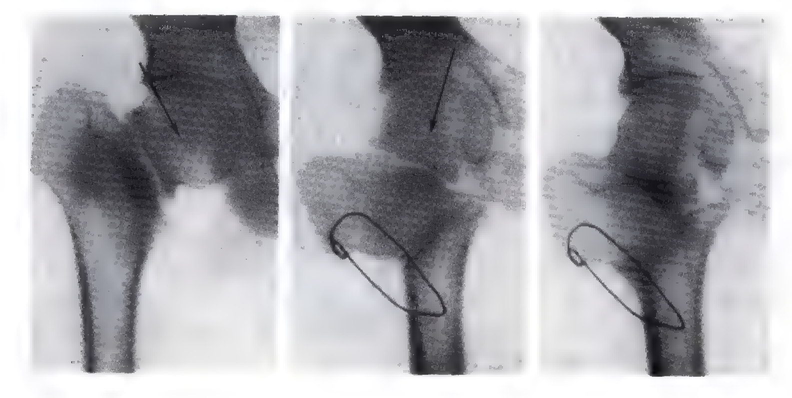


Fig. 18

fémoral. Le fil est accroché à l'extrémité qui fait saillie.

Fig. 21. Résultat d'une ostéotomie varisante réalisée ailleurs chez une patiente de 38 ans. Le clou ne pouvait assurer la position des fragments, parce qu'un clou ne peut résister suffisamment à une traction s'exerçant suivant son axe. Radiographie de droite : 2½ ans après la correction et la mise en place d'un hauban, le foyer d'ostéotomie est guéri.

Il est aussi recommandable d'allonger le bras de levier du hauban par un clou ou une vis lorsque le grand trochanter doit être déplacé latéralement car le grand trochanter détaché ne peut transmettre au col fémoral l'effort du hauban (fig. 22).

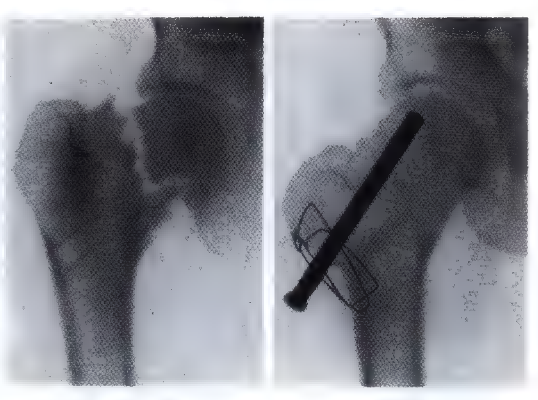


Fig. 19

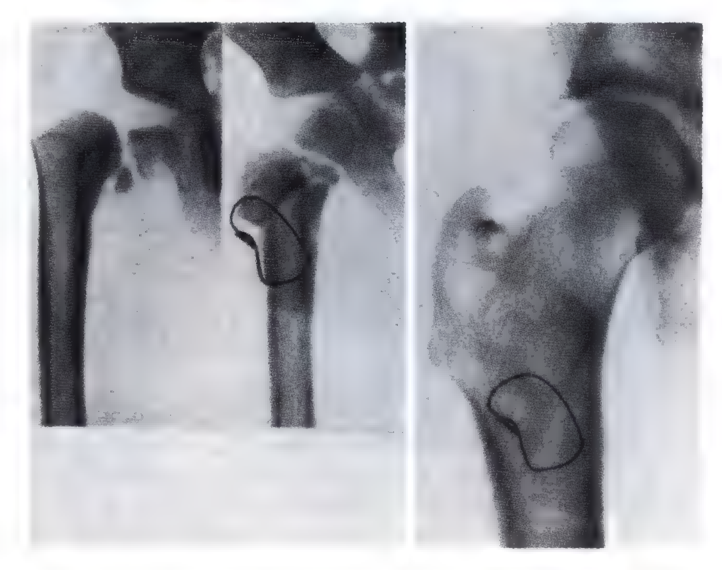


Fig. 20

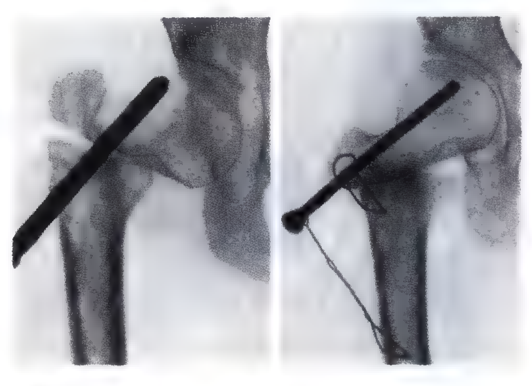


Fig. 21

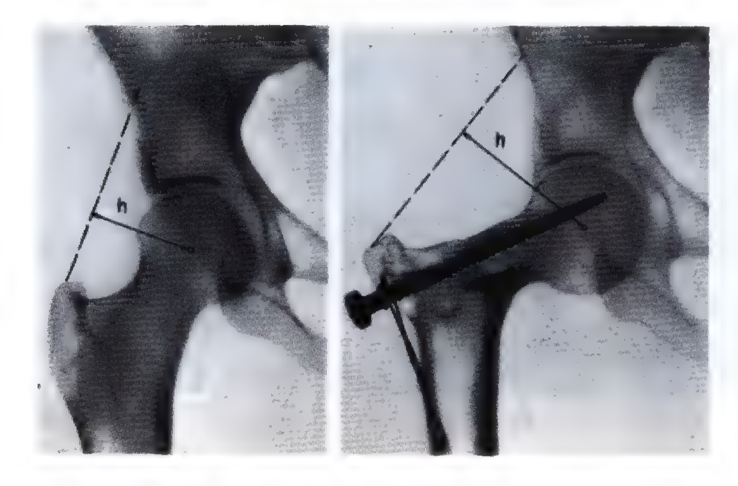


Fig. 22

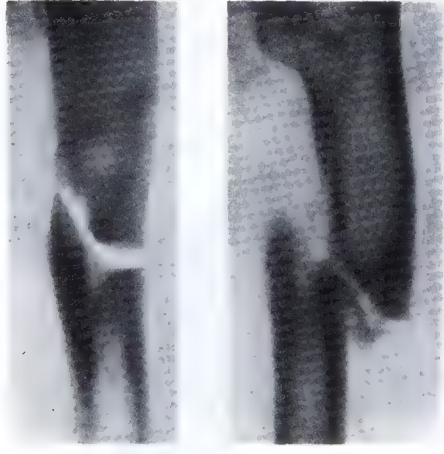
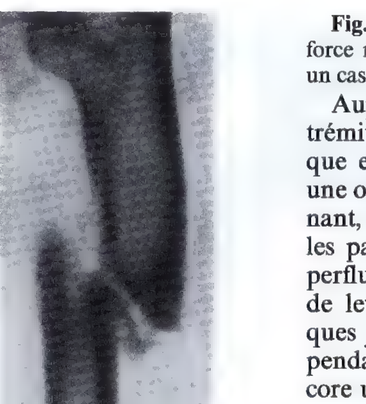
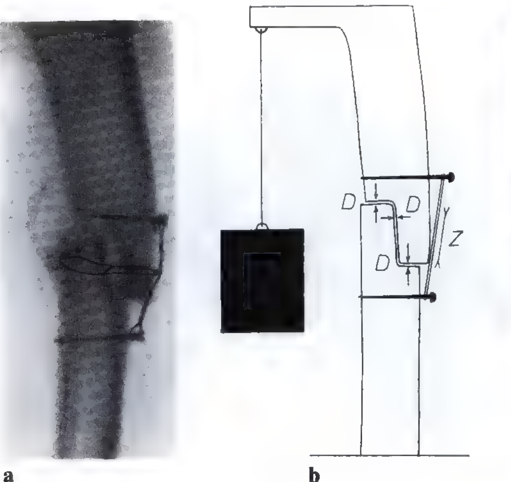



Fig. 23

Fig. 22. Allongement du bras de levier de la force musculaire pour supprimer la boiterie, dans un cas de parésie des muscles abducteurs.

Auparavant, après une ostéotomie de l'extrémité supérieure du fémur, j'utilisais presque exclusivement un hauban pour réaliser une ostéosynthèse sous compression. Maintenant, je préfère le clou-plaque, surtout chez les patients âgés. Le clou rend le plâtre superflu. La fixation solide qu'il assure permet de lever le patient et de le mobiliser quelques jours déjà après l'opération. Il y a cependant des cas pour lesquels j'emploie encore un hauban de préférence – par exemple, toujours chez l'enfant – car cette technique est plus bénigne, plus simple, et entraîne une consolidation plus rapide.





a b c

Fig. 24

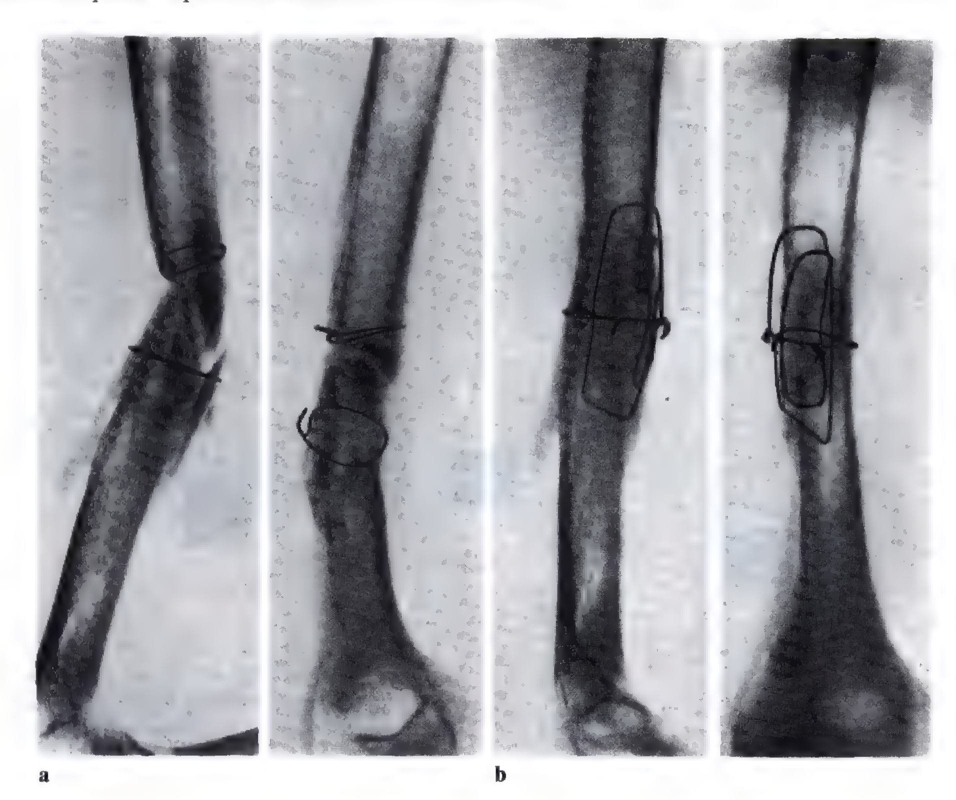


Fig. 25

a b

Parmi toute une série de possibilités d'utilisation du hauban, je puis encore vous présenter quelques exemples.

Fig. 23. Voici une fracture de la diaphyse fémorale, que j'ai traitée il y a trente ans. Son processus de guérison est spécialement intéressant. Il confirme qu'en construisant un hauban, je n'ai que précédé le mécanisme physiologique de mise sous tension.

Le mauvais état général et l'obésité du patient de 61 ans ne rendaient possible qu'un traitement par traction continue. Celle-ci entraîna un diastasis entre les fragments, comme le montre la radiographie de gauche. Après la diminution de la traction apparut un début de pseudarthrose, visible sur la radiographie de droite. On ne pouvait plus éviter l'intervention. Le clou de KÜNTSCHER n'était pas encore connu. Les fragments furent accrochés l'un à l'autre de la façon indiquée (fig. 24 a) et un hauban fut mis en place. Celui-ci maintenait sous compression pure toutes les surfaces d'ostéotomie. Le dessin fig. 24 b le montre. En outre, le membre fut immobilisé sur attelle plâtrée.

Sur la radiographie (fig. 24 c), prise 1 an et 9 mois après l'opération, on perçoit une mince bande osseuse pontant le foyer de fracture guéri. Ce pont osseux est exactement parallèle au hauban en fil d'acier et représente indubitablement un hauban ossifié à partir de fibrilles collagènes.

Même dans des cas désespérés de pseudarthrose, un hauban permet encore d'obtenir la guérison osseuse. Les radiographies suivantes le confirment. Elles concernent un cas de pseudarthrose de l'humérus et un du fémur.

Fig. 25 a. Pseudarthrose de l'humérus chez un homme de 30 ans. Deux ans et demi de traitement en clinique après la fracture. Malgré trois greffes osseuses, un forage de BECK et une ostéosynthèse par plaque de compression, on est arrivé à une pseudarthrose et à un enraidissement du coude à angle droit. J'ai pris le patient en traitement dans cet état.

Mon opération consista à basculer les fragments vers l'arrière et en dedans et à insérer deux haubans pontant la fracture. Le schéma fig. 26 b l'illustre. Les fragments furent alors alignés. Ce redressement mit sous tension les deux haubans et fixa les fragments sous une compression très élevée (fig. 26 c). Un plâtre thoraco-brachial fut ensuite appliqué.

Trois mois après l'intervention, la guérison de la pseudarthrose était déjà bien avancée. Les radiographies fig. 25 b le montrent.

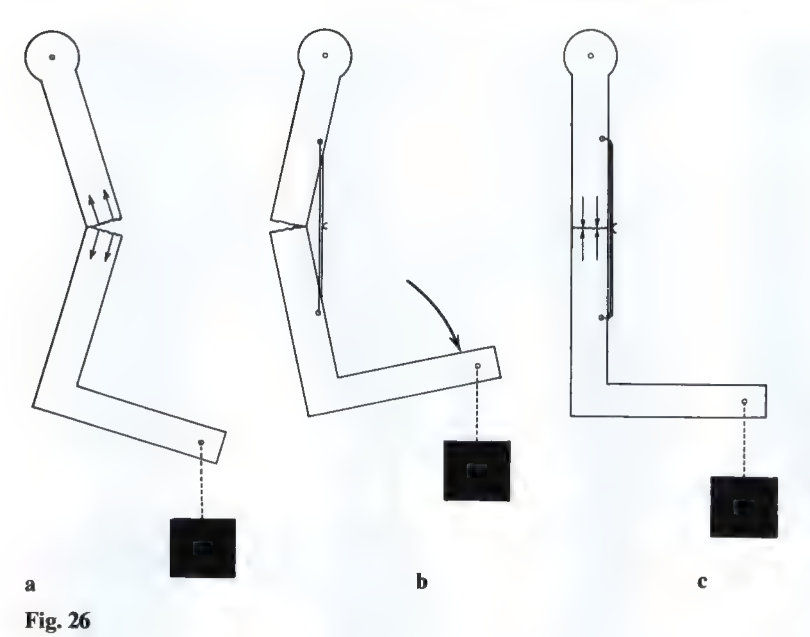


Fig. 26

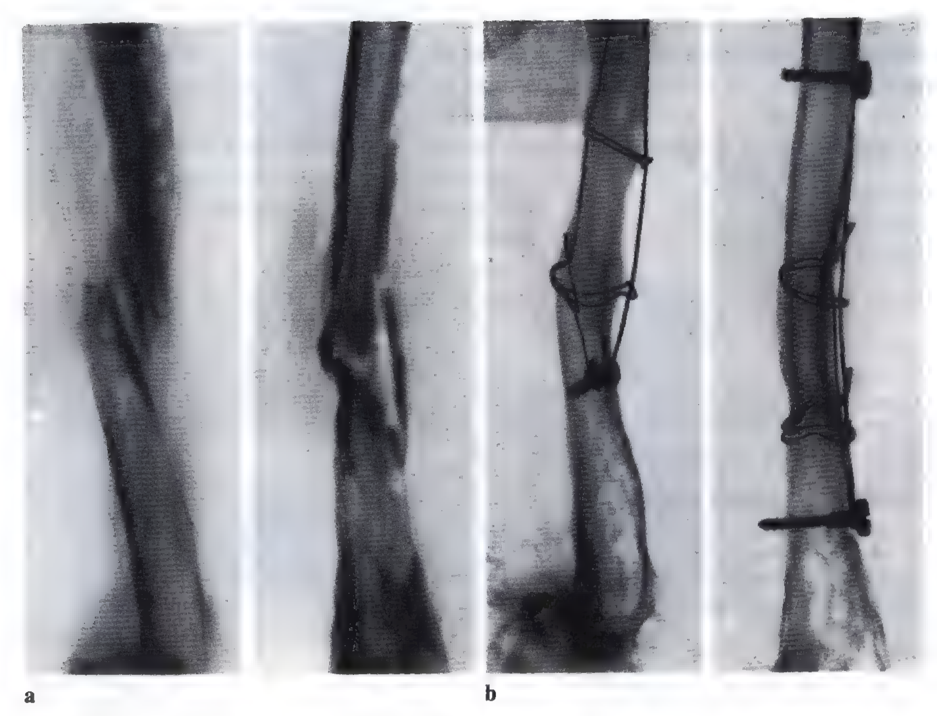


Fig. 27

Le deuxième cas concerne une patiente de 50 ans opérée à Bruxelles par mon élève HACHEZ, alors qu'ailleurs on avait déjà envisagé l'amputation.

Une maladie de la hanche et du genou dans l'enfance avait entraîné l'ankylose de ces articulations, malgré plusieurs opérations. Le fémur était fortement affaibli et atrophié. Les radiographies (fig. 27 a) montrent une fracture du fémur survenue à 47 ans et traitée en clinique depuis 3 ans par plusieurs greffes et une ostéosynthèse à compression selon DANIS.

Dans ce cas également, on eut recours à deux haubans, comme pour la pseudarthrose humérale que je viens de citer.

Voici la guérison osseuse 1 an et 3 mois après l'ostéosynthèse par hauban. La patiente marche sans canne et monte deux volées d'escaliers (fig. 27 b).

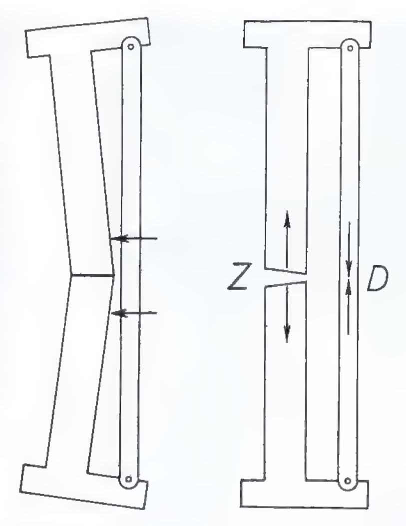


Fig. 28

Sous certaines conditions, on peut aussi utiliser avec succès, comme hauban, un os parallèle, par exemple le péroné, pour un retard de consolidation ou une pseudarthrose du tibia.

Dans la fracture des deux os de la jambe, le plus souvent le péroné guérit plus vite que le tibia. Aussi peut-il constituer un obstacle, surtout dans la fracture transversale du tibia. Il empêche la coaptation ferme des fragments, nécessaire à la guérison. Dans ce cas, la section du péroné est indiquée de façon à permettre le rapprochement des fragments tibiaux. Il y a cependant des cas de ce genre où la section du péroné serait une erreur. Dans ces cas, on peut en effet se servir du péroné guéri comme d'un hauban pour fixer les fragments tibiaux sous compression.

Comment décider si le péroné doit être sectionné ou conservé? Cela dépend de l'angulation des fragments tibiaux en varum ou en valgum.

S'il existe une angulation en varum (fig. 28), un alignement non opératoire des axes provoquerait un diastasis entre les fragments tibiaux. Le schéma de droite le montre. On obtiendrait le contraire de ce qu'on veut. Donc, si les fragments tibiaux sont déviés en varum, la section du péroné est nécessaire.

Si, par contre, il existe une discrète angulation en valgum (fig. 29), l'alignement des axes entraîne une impaction des fragments tibiaux grâce au péroné qui agit comme hauban. Ainsi, les fragments tibiaux sont comprimés l'un contre l'autre avec une force énorme. Le schéma de droite l'indique.

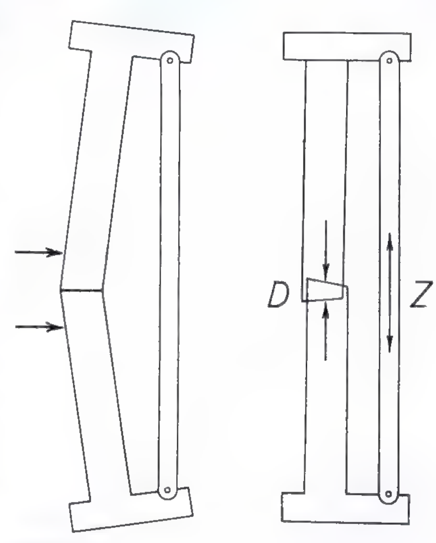


Fig. 29

Cette sollicitation favorable peut aussi guérir une pseudarthrose, comme l'illustre le cas suivant.

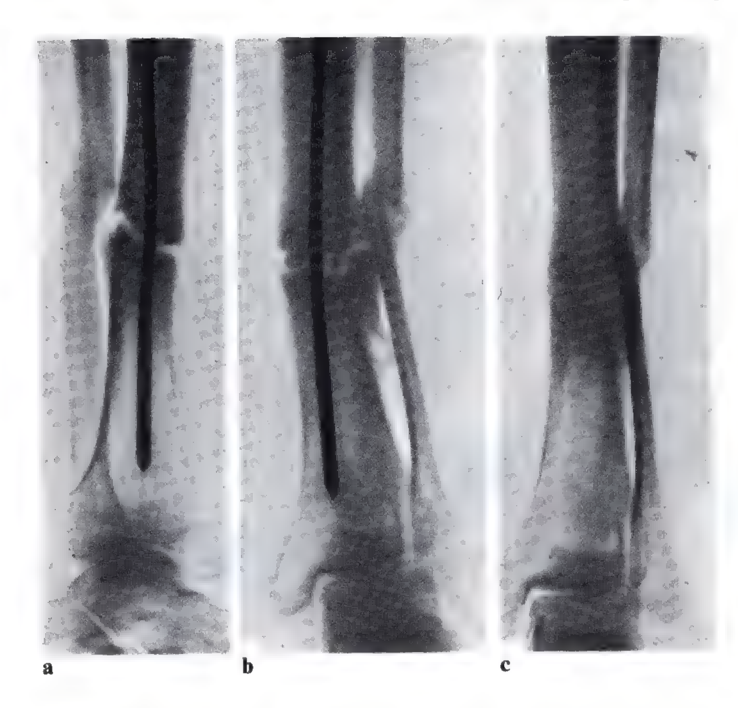


Fig. 30

Fig. 30 a et b. Pseudarthrose du tibia chez un patient de 28 ans, 10 mois après l'accident. Traitement dans une autre clinique par enclouage et plâtre de marche. Après extraction du clou, j'ai simplement corrigé orthopédiquement l'angulation en valgum des fragments tibiaux et immobilisé en plâtre. Ce premier plâtre a été suivi d'un plâtre de marche après trois semaines. Trois mois après le redressement, la pseudarthrose tibiale était guérie en position idéale (fig. 30 c).

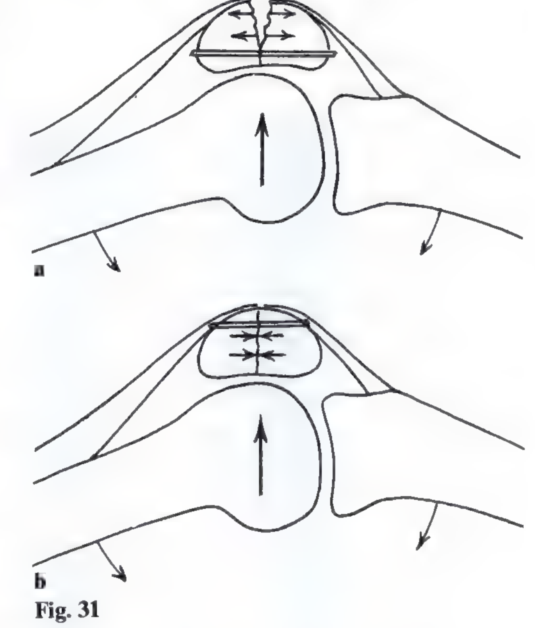


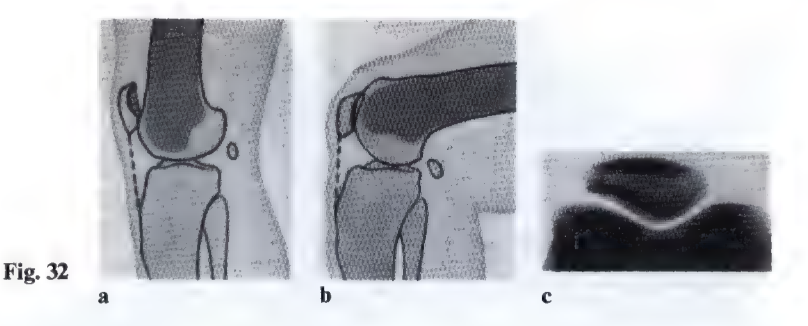
Fig. 31

L'emploi d'un hauban s'est avéré particulièrement efficace pour la fracture de la rotule. Ce mode d'ostéosynthèse :

1. assure une guérison rapide.
2. impose, même dans les fractures comminutives, une restitution anatomique.
3. prévient la raideur du genou et l'atrophie du quadriceps.

Le succès ne dépend que de la situation du fil d'acier.

Si, comme dans le schéma supérieur (fig. 31 a), le fil d'acier passe à travers ou autour de la partie profonde de la rotule, comme il arrive fréquemment, la flexion du genou fait bâiller les fragments par la compression qu'exercent sur eux les condyles fémoraux. Par conséquent, le tissu de granulation est étiré dans le foyer, ce qui doit entraîner d'abord la formation d'une liaison fibreuse. Celle-ci ne conduit que très lentement à la guérison osseuse par ossification membranaire. Elle peut même persister comme cicatrice conjonctive. C'est pourquoi, lorsque le câble est placé de cette manière, le genou


Fig. 32 a b c

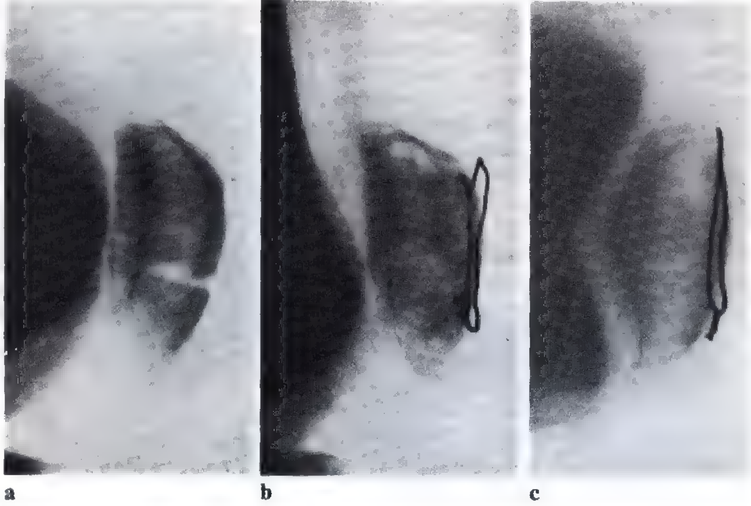
doit être immobilisé en extension durant des semaines.

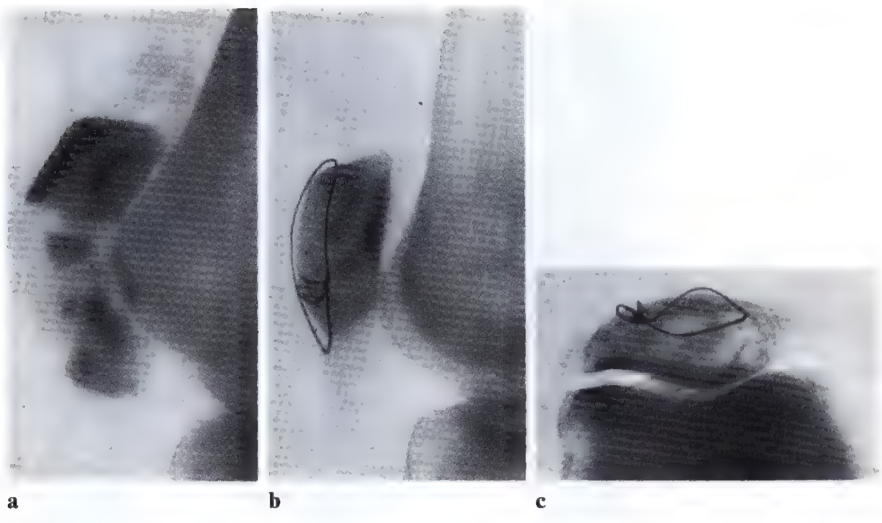
Si, par contre (fig. 31 b), le câble est placé en hauban, superficiellement, immédiatement sous les insertions tendineuses, la flexion du genou exerce un effet favorable. Parce que maintenant le hauban empêche le bâillement du foyer de fracture, lors de la flexion du genou, les fragments refoulés par les condyles s'impactent l'un dans l'autre. Il s'ensuit forcément une guérison rapide. C'est pourquoi la mise en place d'un hauban n'entraîne qu'une immobilisation en extension sur attelle durant une dizaine de jours, c'est-à-dire jusqu'à cicatrisation de la plaie. Ensuite, le patient peut et doit se lever, marcher et fléchir activement le genou, entouré d'un simple bandage.

Grâce au hauban, la flexion du genou exerce, en outre, un effet favorable sur la réduction de la fracture. Cet effet est dû à la forme des surfaces articulaires des condyles, comme l'indiquent les images suivantes extraites de l'atlas de LANZ-WACHSMUTH.

Lorsque le genou est étendu et le quadriceps relâché, la rotule se trouve au-dessus de la fosse intercondylienne et n'a aucun contact avec le fémur (fig. 32 a). Lors de la flexion du genou, la surface articulaire des condyles remonte derrière la rotule parce que celle-ci reste fixée en place par le tendon rotulien (fig. 32 b). Par conséquent, la rotule s'enfonce de plus en plus profondément dans la tranchée intercondylienne, guidée par les versants de cette tranchée inclinés vers l'intérieur. Le glissement de la rotule dans la gouttière intercondylienne, qui épouse sa forme, sous la pression de plus en plus grande des condyles, produit une réduction idéale de la fracture.

Troisième avantage de l'ostéosynthèse par hauban, la mobilisation active précoce du genou prévient la raideur articulaire et


Fig. 33 a b c



a b c

Fig. 34

l'atrophie du quadriceps. Elle évite le long traitement postopératoire.

Les cas suivants furent traités de cette manière. Les exercices de mobilisation du genou et la marche commencèrent après dix jours déjà.

Fig. 33 a–c. Fracture transversale de la rotule chez un patient de 28 ans. Un mois déjà après la mise en place du fil d'acier, la rotule était guérie, comme le montrent les deux radiographies de droite. Deux mois après la fracture, le patient mobilisait activement le genou et pouvait reprendre son travail sans douleur. Différence de périmètre entre les cuisses : 1,5 cm.

Fig. 34 a–c. Fracture comminutive de la rotule chez un patient de 42 ans, opéré le lendemain de l'accident par mon élève MAQUET, à Liège. Deux mois après l'intervention, la fracture était guérie et les fragments idéalement réduits (fig. 34 b et c). Quatre semaines après l'opération, le genou se mobilisait presque normalement et le travail pouvait être repris après deux mois. Pas de traitement postopératoire. Différence de périmètre entre les cuisses : 1,5 cm.

Fig. 35 a–c. Fracture comminutive de la rotule chez un patient de 29 ans. L'opération fut réalisée par mon élève HACHEZ, à Bruxelles, qui, depuis 1957, emploie le hauban dans les fractures de rotule.

La radiographie du milieu, prise sept jours après la mise en place du fil d'acier et trois jours avant le lever, montre que la réduction opératoire des fragments n'était pas parfaite. La radiographie de droite, effectuée deux mois après l'opération, indique que c'est la mobilisation active du genou qui a réduit parfaitement la fracture. Trois mois déjà après l'ostéosynthèse par hauban, le genou se mobilisait librement (fig. 36). Différence de périmètre entre les cuisses : 1 cm.

Fig. 37. Huit ans après l'opération, il est frappant de constater ici aussi la reconstitution parfaite des surfaces articulaires de la rotule et celle du cartilage, alors que la face antérieure de la rotule présente de petites irrégularités, sans importance pour la fonction.

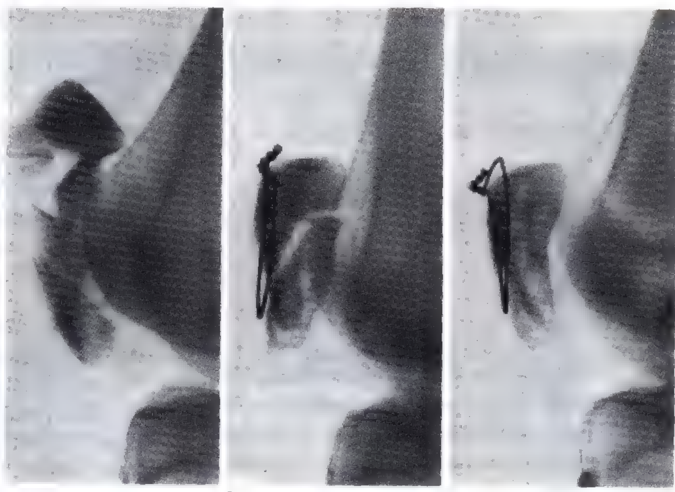
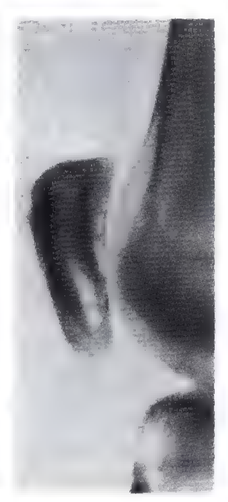


Fig. 35 **a** **b** **c**



Fig. 36



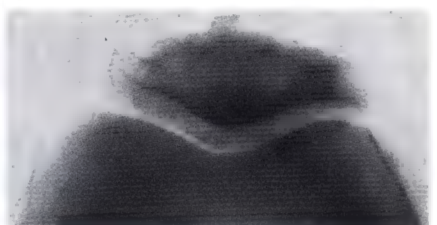


Fig. 37

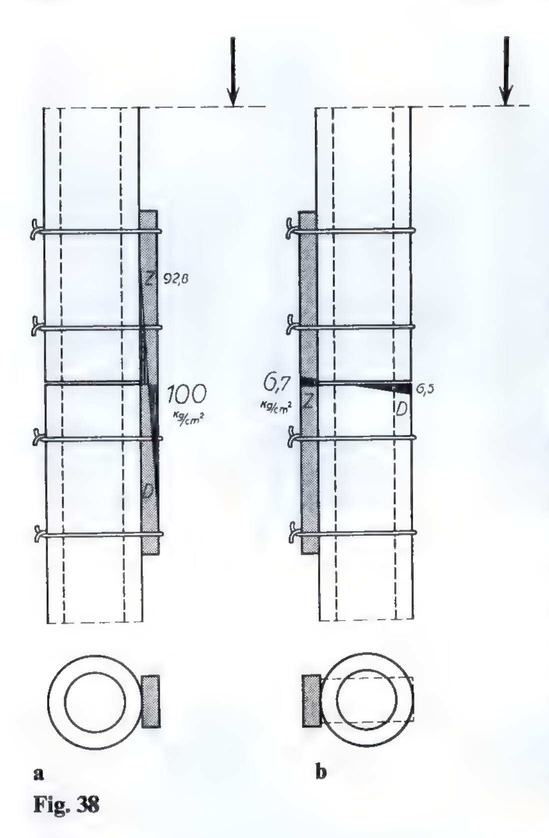


Fig. 38

Pour terminer, il reste une question à résoudre. De quel côté de l'os doit être apposé le greffon lors du traitement d'une fracture diaphysaire? Je reçois le plus souvent la réponse suivante : «Evidemment du côté comprimé puisque, d'après Roux, la compression favorise la formation d'os».

Le greffon ne doit pas être apposé du côté comprimé mais, au contraire, du côté tendu par la flexion. Les schémas fig. 38 le montrent.

Si le greffon se trouve du côté comprimé par la flexion, comme dans le schéma fig. 38 a, sa sollicitation atteint 100 kg/cm² parce que seul il doit reprendre la totalité de la flexion. S'il est placé du côté tendu par la flexion, comme dans le schéma fig. 38 b, sa sollicitation n'est plus que de 6,7 kg/cm², c'est-à-dire moins de 10% du chiffre précédent. Dans cette position, il agit comme un hauban et ne subit que les petites contraintes de traction dues à la flexion alors que les contraintes de compression sont reprises par les fragments eux-mêmes.

En principe, un greffon doit être placé là où il assure la plus grande résistance et où il subit lui-même la plus petite sollicitation, c'est-à-dire toujours dans le plan de flexion, du côté tendu par la flexion.

Des radiographies apportées par des patients m'ont souvent permis de vérifier que l'échec – fracture ou zone de résorption dans le greffon – n'était attribuable qu'à une mauvaise position de celui-ci.

Ces raisonnements théoriques et ces exemples pratiques vous ont démontré, je crois, qu'après une bonne évaluation de la situation mécanique, l'utilisation logique d'un hauban permet de simplifier le traitement d'une fracture, d'accélérer sa guérison et même de l'imposer, dans des cas désespérés.

17. De l'adaptation fonctionnelle de la corticale de l'os tubulaire – Etude de trois fémurs déformés par le rachitisme *

Douzième contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la morphologie causale de l'appareil de soutien [1]

Avec 16 figures

Une altération de la forme normale de l'os, par exemple une incurvation pathologique d'un os d'une extrémité, provoque une modification de la sollicitation de cet os si les forces extérieures restent inchangées. Nous avons déterminé antérieurement la relation entre la répartition du matériau dans l'os tubulaire et la distribution quantitative de la sollicitation locale [voir PAUWELS, Z. Anat. 115, 327–351 (1950) et 117, 497–503 (1954)]. Si cette relation est juste, la répartition du matériau osseux dans l'élément squelettique déformé doit s'écarter de la normale, de sorte que la masse du matériau soit adaptée partout à la nouvelle grandeur locale de la sollicitation. L'examen de trois fémurs déformés par le rachitisme offrit l'occasion de vérifier ce corollaire théorique [2].

Les figures 1 à 3 montrent les os considérablement incurvés. On ne discutera pas ici les circonstances qui, dans chaque cas, ont conduit à la forme de l'incurvation. On supposera cette forme donnée. Le plan de courbure pathologique de la diaphyse coïncide presque avec le plan sagittal pour le fémur 1, presque exactement avec le plan frontal pour le fémur 2. Au fémur 3, il se trouve entre les deux, orienté à 45° par rapport au plan sagittal et au plan frontal (fig. 4 a–c). Au voisinage du sommet de l'incurvation, les coupes transversales sont franchement déformées en ellipses, comparativement à l'image normale d'une coupe de la diaphyse fémorale (fig. 5 a–d). Le plus grand diamètre se trouve chaque fois dans le plan de courbure. Comme cette constatation l'indique nettement, l'orientation de cet élargissement de la coupe transversale peut difficilement correspondre au plan de la sollicitation décisive en flexion (dans la suite appelé brièvement «plan de flexion principal») car la direction de la flexion ne peut pas, dans les trois cas, s'écarter de la sollicitation typique d'un angle tellement important. Il faut donc conclure que la modification de la forme de la coupe diaphysaire n'est pas provoquée par la fonction, c.à-d. qu'elle n'est pas

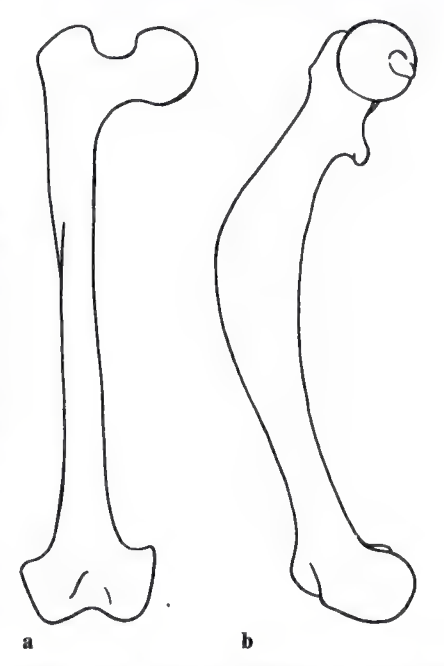


Fig. 1 a et b. Fémur 1 déformé par le rachitisme, provenant de l'Institut d'Anatomie de Cologne (mis aimablement à ma disposition par M. le Prof. Dr. O. VEIT). **a** Vue antérieure. **b** Vue médiale

---

* Pour le soixante-dixième anniversaire de M. le Prof. Dr K. GOERTTLER.

[1] Avec l'appui de la Deutsche Forschungsgemeinschaft – Z. Anat. Entwickl. *127,* 121–137 (1968).

[2] Deux fémurs furent mis à ma disposition pour cette analyse par M. le Prof. Dr O. VEIT de l'Institut d'Anatomie de l'Université de Cologne. Le troisième fut décrit par BENNINGHOFF (1927).

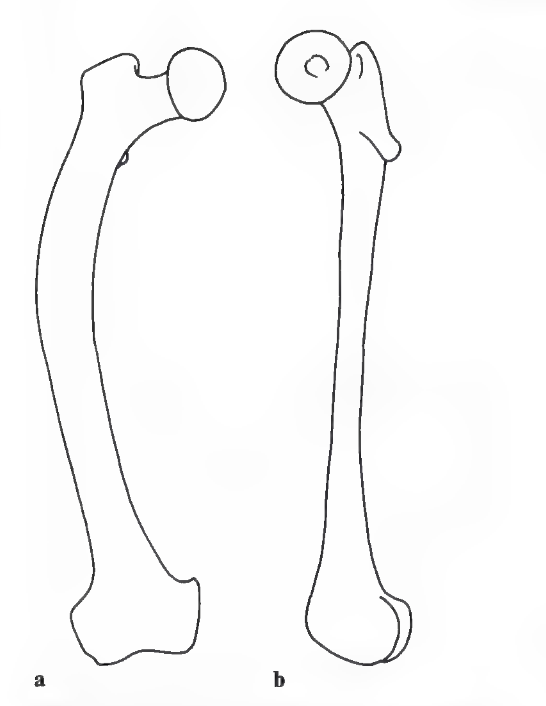


Fig. 2 a et b. Fémur 2 déformé par le rachitisme, provenant de l'Institut d'Anatomie de Cologne (mis aimablement à ma disposition par M. le Prof. Dr. O. VEIT). **a** Vue antérieure. **b** Vue médiale

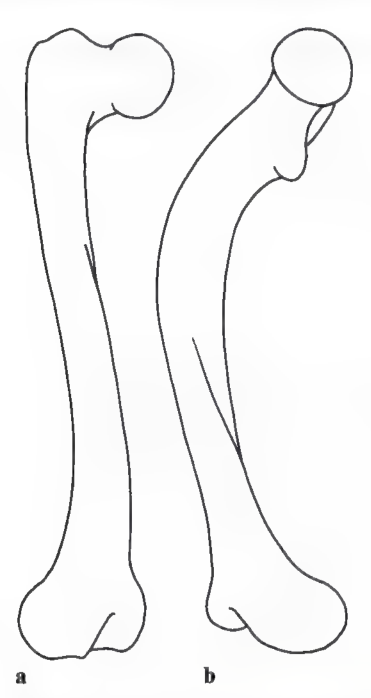


Fig. 3 a et b. Fémur 3 droit déformé par le rachitisme, dessiné d'après un moulage en plâtre de la préparation anatomique décrite par BENNINGHOFF (1927). **a** Vue antérieure. **b** Vue médiale

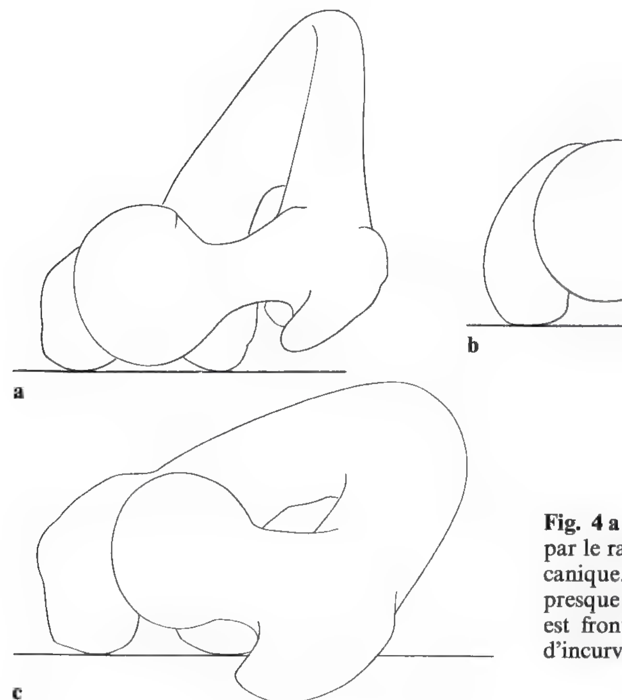


Fig. 4 a–c. Vue axiale des trois fémurs déformés par le rachitisme, de haut en bas suivant l'axe mécanique. **a** Fémur 1. Le plan d'incurvation est presque sagittal. **b** Fémur 2. Le plan d'incurvation est frontal. **c** Fémur 3 (BENNINGHOFF). Le plan d'incurvation est oblique

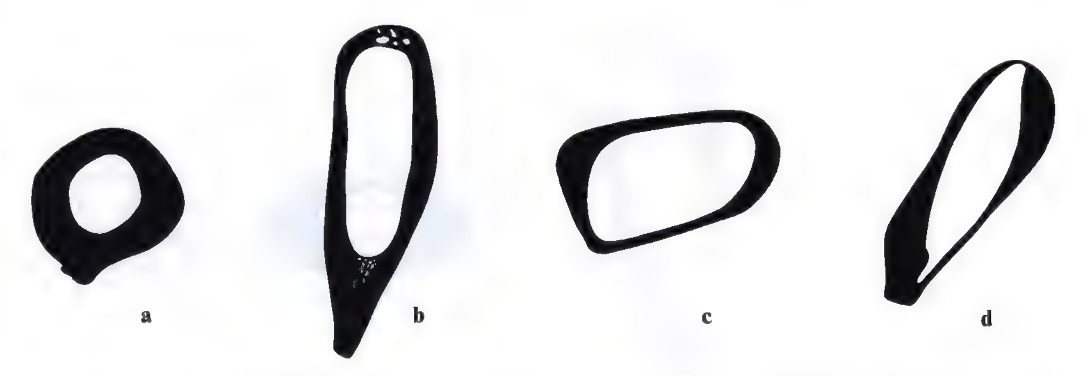


Fig. 5 a–d. Coupe transversale à travers la diaphyse d'un fémur normal et à travers celle des fémurs déformés par le rachitisme. **a** Fémur normal. **b** Fémur 1. **c** Fémur 2. **d** Fémur 3 (BENNINGHOFF). Les coupes b, c et d proviennent chacune du sommet de l'incurvation. La coupe a est prélevée à l'endroit correspondant, un peu au-dessus du milieu de la diaphyse. La face antérieure du fémur se trouve en haut dans l'image

provoquée par la distribution quantitative des contraintes provenant de la sollicitation en flexion. Cette altération pathologique de la forme de la coupe servira de base aux raisonnements ultérieurs sans qu'on analyse comment elle s'est constituée. Les différences d'épaisseur de la paroi tubulaire sont frappantes dans les trois coupes diaphysaires. On reconnaît immédiatement que les endroits où la paroi est plus épaisse et ceux où elle est plus mince n'occupent pas dans les trois fémurs la même situation par rapport au diamètre transversal le plus long (grand axe de l'ellipse). Les différences d'épaisseur de la corticale du fémur 3 d'un endroit à un autre sont particulièrement évidentes. C'est pourquoi les recherches fondamentales seront d'abord entreprises sur cette coupe.

La répartition inégale du matériau osseux à la surface de la coupe ne peut provenir que de processus d'apposition et de résorption de tissu osseux. Si ce remaniement est dirigé par l'adaptation fonctionnelle, le matériau résistant doit se trouver dans la coupe surtout là où se produisent les contraintes maximales lors de la sollicitation décisive. On devrait trouver moins de matériau aux endroits où les contraintes sont plus petites. Nous acceptons ceci comme hypothèse de travail, à vérifier ensuite de façon critique.

Comme nous l'avons montré antérieurement (PAUWELS, 1950, 1954), la diaphyse de l'os tubulaire est sollicitée de façon caractéristique, en flexion avec compression surajoutée. En conséquence, les contraintes de compression (plus grandes) se produisent dans la coupe du côté de la force sollicitante, les contraintes de traction (relativement plus petites) du côté opposé (fig. 6). D'un côté comme de l'autre, les contraintes maximales de compression et celles de traction se trouvent au bord. Elles diminuent jusqu'à devenir nulles dans une zone centrale (la fibre neutre). Lors de la sollicitation en flexion par une force de compression longitudinale, la «fibre neutre» est en réalité un plan dans lequel se trouve la longueur de la diaphyse. Ce plan apparaît donc dans la coupe comme une droite d'intersection *NF*. La projection ainsi définie du plan de la fibre neutre *NF* est perpendiculaire à une droite qui, dans la coupe, joint l'endroit de la contrainte maximale de compression (fibre au bord du côté de la force) et celui de la contrainte maximale de traction (fibre au bord éloigné de la force). S'il s'agit d'une coupe de forme symétrique et si un plan de symétrie coïncide avec le plan de flexion principal, les contraintes maximales de compression et celles de traction se trouvent dans le plan de flexion principal et le plan de la fibre neutre est perpendiculaire à celui-ci. Si cependant le plan de flexion principal s'écarte d'un plan de symétrie ou, en général, si la forme de la coupe est asymétrique, on a alors une «flexion gauche», comme disent les techniciens. Dans ce cas, le plan des contraintes maximales ne coïncide plus avec le plan de flexion principal et, par consé-

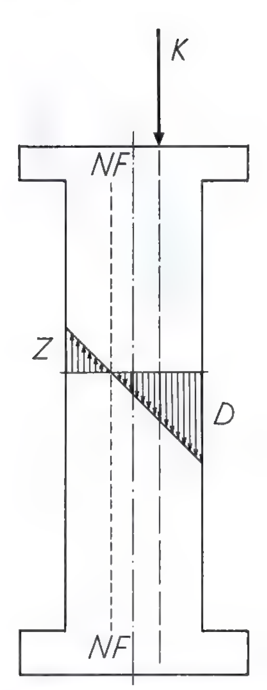


Fig. 6. Contraintes de compression *D* du côté de la charge et contraintes de traction *Z* du côté opposé à la charge, se produisant dans une colonne sollicitée en flexion par une force de compression *K* parallèle à l'axe de la colonne. Les deux types de contraintes décroissent par arriver à zéro au niveau de la fibre neutre *NF*. La fibre neutre est déplacée du côté tendu, par rapport à l'axe de la colonne

Fig. 7 a–c. Contraction de la masse de la coupe d'un tube présentant une lumière elliptique. **a** Coupe transversale du tube. **b** Diagramme des contraintes en supposant une sollicitation en flexion par une force longitudinale parallèle à l'axe. *D* contraintes de compression, *Z* contraintes de traction. **c** Contraction de la surface de la coupe, ramenée sur un axe horizontal

quent, le plan de la fibre neutre n'est plus perpendiculaire au plan de flexion principal (voir Föppl, 1905, page 97). Comme les coupes des fémurs déformés par le rachitisme sont plus ou moins fortement asymétriques, c'est le cas de la flexion gauche qui servira de base à l'analyse.

Le mode de distribution des contraintes dans la coupe transversale constitue la caractéristique essentielle de la sollicitation en flexion. Cette distribution peut être illustrée par le diagramme des contraintes ayant la forme d'un double triangle (fig. 6, 7 b). Si on veut lui comparer la répartition du matériau de construction, on peut représenter cette dernière d'une manière analogue aussi évidente, aussi indépendante que possible des particularités de la forme de la coupe. La contraction de la coupe s'y prête avantageusement (voir aussi Pauwels, 1950, 1954). Dans cette représentation, toute la surface de la coupe est ramassée graphiquement sur une droite située dans le plan de la sollicitation maximale (qui ne se confond avec le plan de flexion principal que lors de la flexion symétrique!) (fig. 7). Si, par exemple, on suppose que le fémur 3 (préparation de Benninghoff) est sollicité en flexion dans son plan d'incurvation, le plan de la fibre neutre *NF* s'écarte nettement de la normale au plan de flexion (fig. 8 a).

L'image reprise à la figure 8 b représente la contraction de la masse sur une droite perpendiculaire à *NF*. Pour permettre la comparaison, le diagramme des contraintes résultant de la sollicitation en flexion est superposé à la contraction, axe sur axe. Il apparaît clairement que le matériau osseux est distribué dans la coupe de cet objet de la façon la plus défavorable que l'on puisse imaginer:

partout dans le plan supposé de la sollicitation principale, la masse de matériau est à peu près égale alors que les contraintes diminuent de leurs valeurs extrêmes aux fibres périphériques (les plus petites quantités de matériau s'y trouvent), pour devenir nulles à la fibre neutre. Il faut en conclure que la répartition du matériau osseux dans la diaphyse du fémur 3 déformé par le rachitisme n'est pas adaptée à une sollicitation en flexion de l'os dans le plan de son incurvation.

Après cette constatation, deux questions se posent: 1. Y a-t-il une direction dans laquelle la contraction de la masse présente une forme mieux adaptée à une sollicitation en flexion? 2. Dans quel plan l'os examiné est-il effectivement sollicité en flexion? Il est relativement facile et sûr de répondre à la première question. Celle-ci sera donc d'abord discutée. Elle équivaut à se demander quelle est la direction de la plus grande résistance à la flexion. En statique, la résistance d'une coupe transversale à la sollicitation en flexion dans une direction déterminée est caractérisée par le *module de flexion* de la coupe dans cette direction. On entend par là le quotient du moment d'inertie (J) et de la distance (a) de la fibre périphérique extrême au plan neutre:

$$W = \frac{J}{a} \tag{1}$$

(Voir Dubbels, Livre de Poche, 1966, page 341.)

Le module de flexion se rapporte chaque fois à un axe déterminé tracé à travers la coupe transversale. Pour la même coupe, il prend donc des valeurs différentes dans les différentes directions. Pour le trouver, d'après l'équation (1), il faut déterminer le moment d'inertie et, pour trouver celui-ci, il faut connaître le centre de gravité de la surface. Comme les coupes osseuses en général diffèrent considérablement des surfaces géométriques régulières, leur centre de gravité doit être déterminé par une méthode particulière. En pratique on procède comme suit.

Dans la coupe, on trace des axes rectangulaires $x\,y$ ayant une orientation quelconque. De préférence, on place l'origine des coordonnées à l'intérieur de la coupe. La surface de celle-ci est divisée en petites bandes rectangulaires d'égale largeur, parallèles à l'axe y. La somme de ces petites bandes représente la même surface que celle de la coupe (fig. 9). Le centre géométrique de chaque bande rectangulaire est le centre de gravité s_i de la surface de cette bande. Ses coordonnées sont x_{s_i} et y_{s_i}. La longueur des bandes est désignée par y_i et leur largeur par Δx_i. Alors le moment d'inertie par rapport à l'axe y vaut

$$J'_y = \Sigma\, x_{s_i}^2 \cdot y_i \cdot \Delta x_i\,. \tag{2}$$

Le moment d'inertie par rapport à l'axe x vaut

$$J'_x = \Sigma\, y_{s_i}^2 \cdot y_i \cdot \Delta x_i + \Sigma\, \frac{y_i^3}{12} \cdot \Delta x_i \tag{3}$$

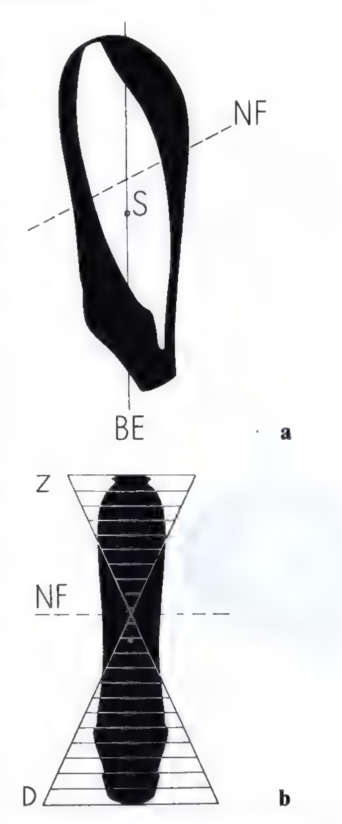


Fig. 8 a et b. Contraction de la masse de la coupe du fémur 3 (Benninghoff) sur un axe se trouvant dans le plan de l'incurvation. **a** Coupe transversale de l'os. **b** Contraction de la coupe avec, en superposition, le diagramme des contraintes, en supposant une sollicitation en flexion par une force de compression longitudinale. *BE* plan de flexion supposé (identique au plan d'incurvation), *D* contraintes de compression, *NF* fibre neutre, *S* centre de gravité de la surface, *Z* contraintes de traction

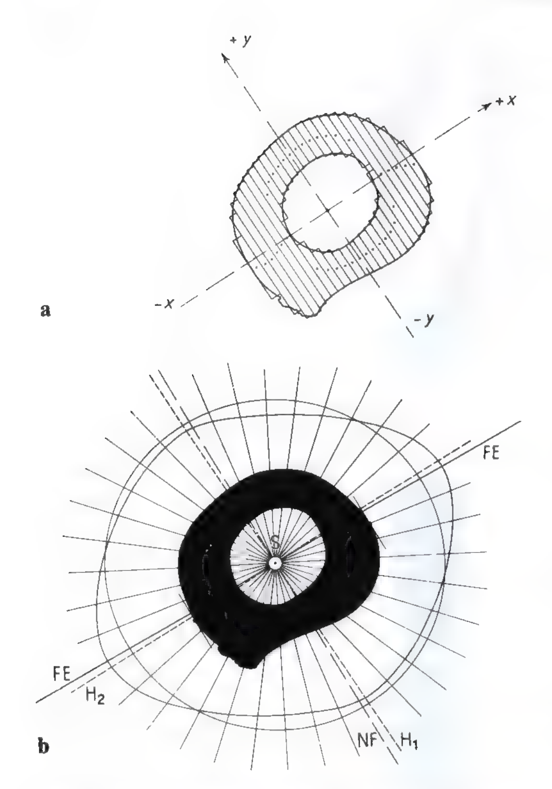


Fig. 9 a et b. Schéma servant à déterminer le centre de gravité de la surface, le moment d'inertie et le module de flexion d'une coupe d'un tube à limites irrégulières. Exemple : coupe transversale à peu près au milieu de la diaphyse d'un fémur normal. **a** Décomposition de la surface de la coupe en bandes rectangulaires. Les bandes rectangulaires parallèles à l'axe y ont les longueurs y_i (différentes) et la largeur Δx_i (identique). Les coordonnées de leur centre de gravité s_i sont chaque fois x_{s_i} et y_{s_i}. Le centre de gravité de l'ensemble de la surface de la coupe est désigné par S. **b** Surface de la coupe avec l'indication du plan de la résistance maximale (*FE*), des axes d'inertie principaux correspondants H_1 et H_2 et du centre de gravité de la surface S

Dans le calcul de J'_x on ne peut négliger le moment d'inertie propre par rapport à l'axe x des différentes bandes rectangulaires. C'est en effet y_i qui est élevé au cube. Pour J'_y on élève Δx_i au cube, et le moment d'inertie propre $\Sigma \dfrac{y_i (\Delta x_i)^3}{12}$ est négligeable.

Le produit d'inertie (qui se rapporte aux deux axes à la fois) vaut

$$J'_{xy} = \Sigma x_{si} \cdot y_{si} \cdot \Delta x_i \cdot y_i . \tag{4}$$

La surface totale de la coupe est égale à la somme des surfaces des bandes rectangulaires

$$F = \Sigma y_i \cdot \Delta x_i . \tag{5}$$

Le moment statique de la surface totale par rapport à un axe est égal à la somme des moments statiques des petits surfaces rectangulaires par rapport à ce même axe.

$$\delta x_s \cdot F = \Sigma x_{s_i} \cdot y_i \cdot \Delta x_i \tag{6}$$

et

$$\delta y_s \cdot F = \Sigma y_{s_i} \cdot y_i \cdot \Delta x_i \tag{7}$$

A partir de là on peut déterminer les coordonnées δx_s et δy_s du centre de gravité S de la surface totale de la coupe F.

$$\delta x_s = \frac{\Sigma y_{si} \cdot y_i \cdot \Delta x_i}{F} \tag{8}$$

et

$$\delta y_s = \frac{\Sigma x_{si} \cdot y_i \cdot \Delta x_i}{F} \tag{9}$$

Maintenant les moments d'inertie peuvent être trouvés par rapport aux axes parallèles à x et y, qui se croisent au centre de gravité S de la surface de la coupe

$$J_x = J'_x - \delta x_s^2 \cdot F \tag{10}$$

$$J_y = J'_y - \delta y_s^2 \cdot F \tag{11}$$

$$J_{xy} = J'_{xy} - \delta x_s \cdot \delta y_s \cdot F \tag{12}$$

A partir de ces trois moments d'inertie par rapport aux axes x et y passant par le centre de gravité de la surface de la coupe, on peut déterminer les axes principaux d'inertie

$$\operatorname{tg} 2\,\alpha_T = -\frac{2 J_{xy}}{J_x - J_y} \tag{13}$$

où α_T est l'angle que forme l'axe principal d'inertie avec l'axe x. Il y a donc deux axes principaux d'inertie H_1 et H_2 et, par conséquent, aussi deux moments principaux d'inertie. Le moment par rapport à l'axe principal d'inertie H_1 vaut

$$J_{\mathrm{I}} = \frac{J_x + J_y}{2} + \frac{J_x - J_y}{2} \cos 2\,\alpha_T - J_{xy} \sin 2\,\alpha_T \tag{14}$$

et le moment correspondant par rapport à l'axe d'inertie H_2 vaut

$$J_{\mathrm{II}} = \frac{J_x + J_y}{2} + \frac{J_x - J_y}{2} \sin 2\,\alpha_{\mathrm{T}} - J_{xy} \cos 2\,\alpha_T \tag{15}$$

On recherche la direction pour laquelle le module de flexion est le plus grand. Dans ce but, un moment de flexion de grandeur constante est appliqué dans différents plans passant par le centre de gravité de la surface et perpendiculaires à la coupe. Le plan de flexion tourne chaque fois de 10° autour de la normale à la surface, passant par le centre de gravité. Pour chaque position du plan de flexion, on détermine les contraintes maximales de contour et le module de flexion

$$W = \frac{M}{\sigma_{max}} \tag{16}$$

M est le moment de flexion appliqué. La contrainte maximale de bord σ_{max} est d'abord inconnue dans l'équation (16). Pour la calculer, on détermine d'abord l'angle ω_σ que forme la direction du gradient maximal de contraintes avec l'axe principal d'inertie H_2

$$\operatorname{tg} \omega_\sigma = \frac{J_{II}}{J_I} \tan \alpha \tag{17}$$

α est l'angle formé par l'axe principal d'inertie H_2 et la situation actuelle du plan de flexion.

La valeur du gradient de contraintes en direction de l'accroissement maximal des contraintes est déterminé par deux composantes qui proviennent de la flexion autour des deux axes principaux d'inertie H_1 et H_2

$$\left(\frac{\delta_\sigma}{\delta_\tau}\right)_I = \frac{M}{J_I} \cdot \sin \alpha \cdot \sin \omega_\sigma \tag{18}$$

et

$$\left(\frac{\delta_\sigma}{\delta_\tau}\right)_{II} = \frac{M}{J_{II}} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \omega_\sigma \tag{19}$$

L'addition de ces deux composantes fournit la valeur du gradient maximal de contraintes dans la direction ω_σ de l'accroissement maximal des contraintes.

La grandeur de la contrainte maximale de contour est le produit du gradient des contraintes et de la distance entre la fibre du contour considérée et le centre de gravité de la surface. Le vecteur joignant ces deux points forme un angle ω_σ avec l'axe principal d'inertie H_2. On peut résoudre graphiquement le problème si l'on trace des tangentes au contour de la coupe, perpendiculaires à la direction ω_σ et si l'on détermine leur distance au centre de gravité. Cette longueur doit être multipliée par le gradient des contraintes.

La valeur moyenne des deux contraintes maximales de contour est portée dans l'équation (16), ce qui donne, pour chacun des plans de flexion supposés, le module de flexion correspondant. On peut alors décider si la coupe examinée possède un module de flexion particulièrement élevé dans une direction déterminée. Si c'est le cas, la coupe osseuse est adaptée à une sollicitation en flexion dans le plan pour lequel le plus grand module de flexion a été calculé. Il faut rappeler ici que l'on doit essentiellement compter avec une flexion gauche de sorte que le plan de la résistance maximale à la flexion (le module de flexion maximal) forme en principe un certain angle avec le plan de la sollicitation en flexion.

Pour le fémur 3 déformé par le rachitisme, on trouve que la résistance à une sollicitation en flexion est particulièrement élevée dans un plan formant un angle de 30° avec celui du plus long diamètre de la coupe (plan de courbure) (fig. 10).

Si cette forme de la coupe transversale de l'os s'est créée par apposition et résorption inégales de tissu osseux, c.à-d. par une adaptation de la quantité locale de matériau à la grandeur des contraintes, les relations suivantes doivent exister.

1. La fibre neutre (*NF*) qui apparaît dans la coupe comme une droite doit relier les deux endroits, se faisant face, où la paroi est la plus mince.

2. Les endroits où la paroi est la plus épaisse doivent se trouver à peu près l'un en face de l'autre. Les tangentes à ces endroits où la paroi est la plus épaisse doivent être parallèles l'une à l'autre et à la fibre neutre.

Les droites correspondantes reportées dans la fig. 10 a montrent que ces exigences sont satisfaites. La fig. 10 b représente la contraction de la masse sur une droite perpendiculaire à la fibre neutre. Cette fois, on trouve une adaptation presque idéale de la répartition du matériau à la distribution des contraintes de la sollicitation en flexion (par opposition, voyez la fig. 8 b).

L'analyse correspondante de la coupe du fémur 1 montre une image presque identique (fig. 11). Ici aussi on peut trouver une di-

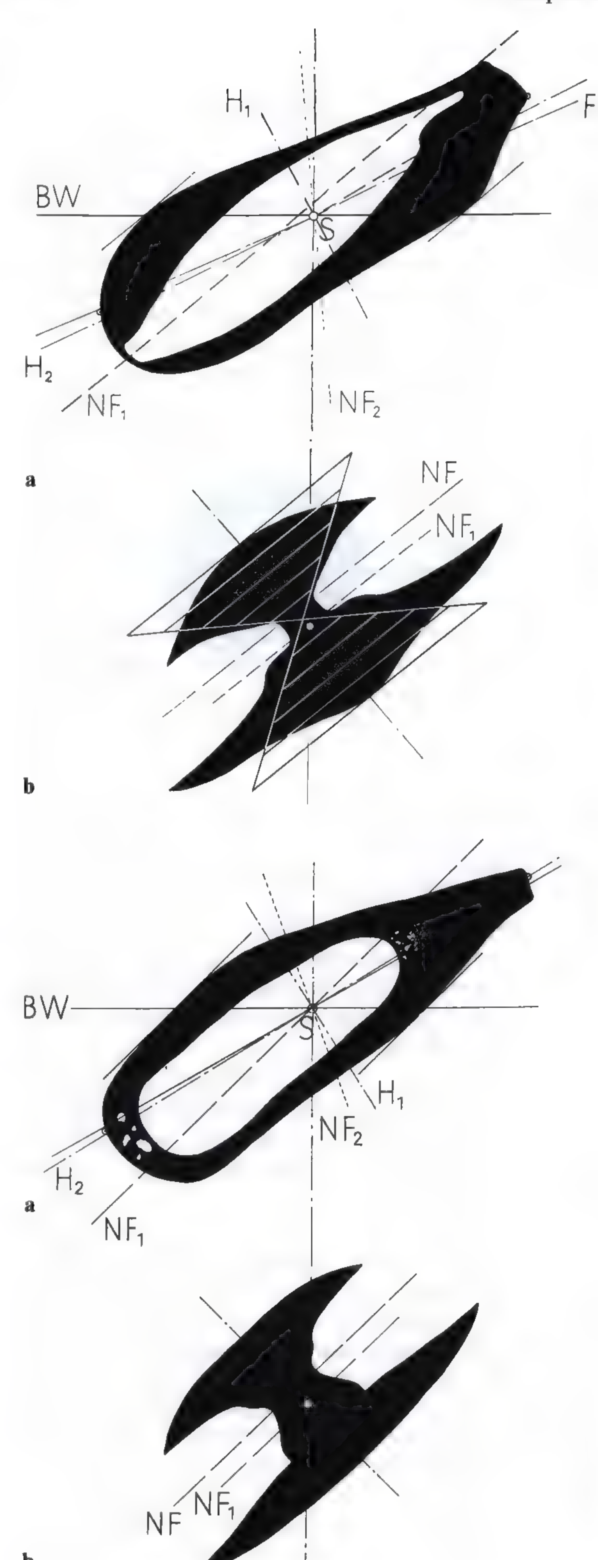


Fig. 10 a et b. Détermination de la direction de la résistance maximale à la flexion, pour la coupe du fémur 3 (BENNINGHOFF). *BW* plan de flexion principal supposé, *FE* direction de la résistance maximale à la flexion, H_1 et H_2 axes principaux d'inertie, NF_1 et NF_2 fibres neutres correspondantes, pour une sollicitation en flexion par une force transversale pure, *NF* fibre neutre en supposant une flexion par une force de compression longitudinale, *S* centre de gravité de la surface de la coupe. **a** Coupe transversale de l'os. **b** Contraction sur une perpendiculaire à NF_1

Fig. 11 a et b. Détermination de la direction de la résistance maximale à la flexion pour la coupe du fémur 1. **a** Coupe transversale de l'os. **b** Contraction. Mêmes notations qu'à la fig. 10.

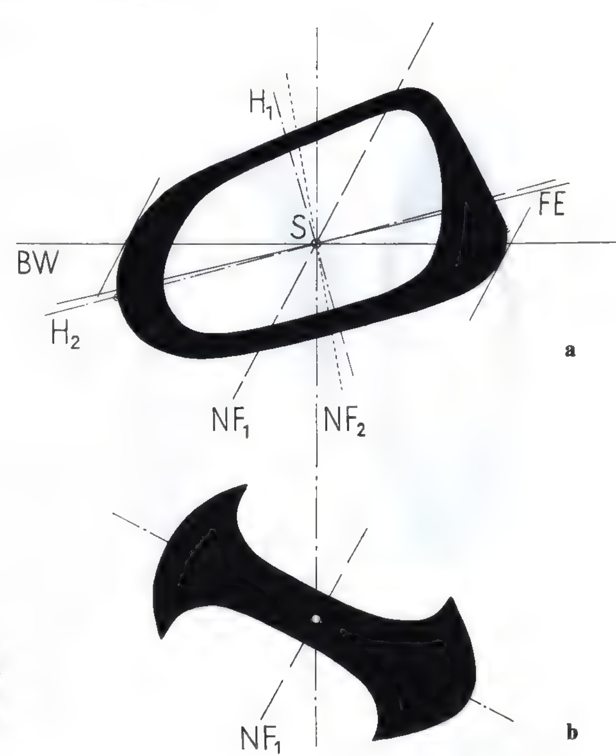


Fig. 12 a et b. Détermination de la direction de la résistance maximale à la flexion pour la coupe du fémur 2. **a** Coupe transversale de l'os. **b** Contraction. Mêmes notations qu'à la fig. 10.

rection préférentielle de résistance à la flexion. La contraction de la masse s'y rapportant est adaptée de la même façon à une sollicitation en flexion (fig. 11 b). Seule la réduction de l'épaisseur de la paroi au niveau de la fibre neutre ne s'y reconnaît pas. Cela provient peut-être de ce qu'au cours de l'adaptation, l'apposition aux endroits où les contraintes sont maximales se produit d'abord. Ce ne serait que dans une phase ultérieure que la résorption aux endroits des contraintes minimales deviendrait franchement visible. Nous aurions donc affaire dans ce cas à un stade plus précoce du remaniement que celui observé au fémur 3 (fig. 10).

Envisagée de ce point de vue, la coupe transversale du fémur 2 présente un stade encore plus précoce de l'adaptation (fig. 12). Ici aussi on peut déterminer un plan préférentiel de résistance à la flexion mais les différences d'épaisseur de la paroi dans les différentes directions sont encore plus petites qu'au fémur 1 (fig. 12 a). On y reconnaît aussi l'adaptation de la contraction du matériau à la sollicitation en flexion mais elle est beaucoup moins évidente que dans les fémurs 1 et 3 (fig. 12 b).

L'observation des trois préparations fait pressentir qu'il y a eu une adaptation de la forme de la coupe à la sollicitation de l'os, par un déplacement de matériau. Ceci peut s'être réalisé par apposition préférentielle de tissu osseux aux endroits des plus grandes contraintes, par résorption préférentielle de tissu osseux aux endroits des plus petites contraintes. Cette hypothèse quant au processus d'adaptation (que l'on ne peut évidemment pas observer sur les préparations anatomiques elles-mêmes) fut vérifiée sur un modèle théorique.

Soit une coupe diaphysaire transversale elliptique de la forme représentée à la fig. 13 a. Cette forme est conditionnée par la déformation passive de l'os affaibli par le rachitisme. On supposa une sollicitation en flexion dans un plan correspondant à celui déterminé par l'analyse de la résistance de la coupe du fémur 3 (*BE* dans la fig. 13 a). La fig. 13 b indique la contraction de la masse sur une droite orientée suivant le gradient maximal des contraintes. On voit qu'il n'y a absolu-

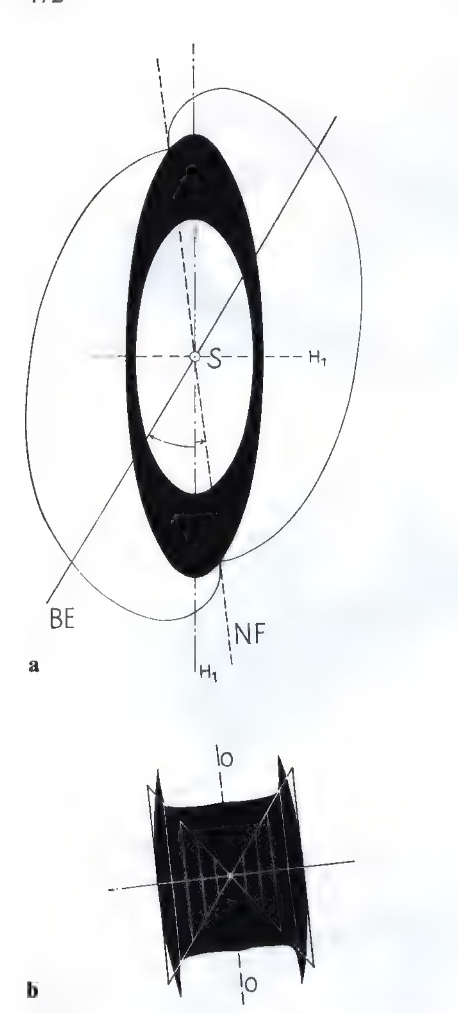


Fig. 13 a et b. Modèle initial pour le remaniement théorique de l'os. **a** Coupe transversale à travers un tube elliptique. **b** Contraction de la masse sur une perpendiculaire à la fibre neutre supposée. On a ajouté le diagramme des contraintes correspondant en supposant une flexion par une force transversale pure. *BE* plan de flexion supposé; H_1 (les deux) axes principaux d'inertie de la forme initiale; $NF = O - O$ fibre neutre sur une perpendiculaire à laquelle la masse est contractée; *S* centre de gravité de la surface de la coupe

ment pas d'adaptation de la répartition du matériau à la sollicitation en flexion dans le plan défini plus haut.

On supposa que l'épaisseur de la paroi s'adapte par un remaniement de l'os dépendant de la grandeur locale des contraintes. En d'autres mots, l'épaisseur de la corticale *C* fut considérée comme une fonction de la grandeur des contraintes d'après l'équation :

$$C = a + b \cdot \sigma^n \qquad (20)$$

Dans cette équation, *a, b* et *n* sont des constantes. Pour un choix convenable (arbitraire) de ces constantes, le remaniement donna un résultat ressemblant de façon étonnante à la forme de la coupe observée (fig. 14 a).

On procéda de la façon suivante. Partant de la forme de la coupe fig. 13 a, on supposa une flexion par une force transversale pure dans le plan *BE*. La distribution des contraintes dans la coupe fut calculée sur la base de cette sollicitation et ensuite l'épaisseur de la corticale fut modifiée en appliquant l'équation (20). Dans un nouveau dessin de la coupe tracé ensuite, on reporta la distribution des contraintes maintenant modifiée. A partir de là, l'épaisseur de la paroi fut de nouveau corrigée suivant l'équation (20). Chaque nouveau changement de la répartition du matériau dans la paroi du tube causa une modification de la distribution des contraintes et ainsi de suite. Les différents stades de ce remaniement théorique sont superposés dans la fig. 14 et numérotés par ordre. Les axes d'inertie principaux qui y correspondent sont désignés par *H* avec un index numérique adéquat. Les lignes *O* désignent chaque fois la fibre neutre. Le remaniement devint finalement de plus en plus petit et s'interrompit définitivement au stade 7. Le tracé de la coupe correspondant à ce stade est dessiné en noir dans la fig. 14 a. Il présente une grande analogie avec la forme de la coupe du fémur 3 (fig. 10 a). De même, l'image de la contraction (fig. 14 b) rappelle fort celle de la contraction du fémur 3 (fig. 10 b). Il faut cependant se rappeler que, pour le modèle théorique, on supposa une flexion par une force transversale pure. C'est la raison pour laquelle l'image de la contraction de la fig. 14 b est symétrique par rapport à la fibre neutre *O–O* alors que la fig. 10 b montre nettement plus de matériau du côté comprimé que du côté tendu. Ceci s'explique par le fait, mentionné au début, que l'os n'est pas seulement sollicité en flexion mais aussi additionnellement en compression.

Si l'on tient compte de cette différence dans le mode de sollicitation, sans importance pour les relations fondamentales, il apparaît une concordance tellement bonne

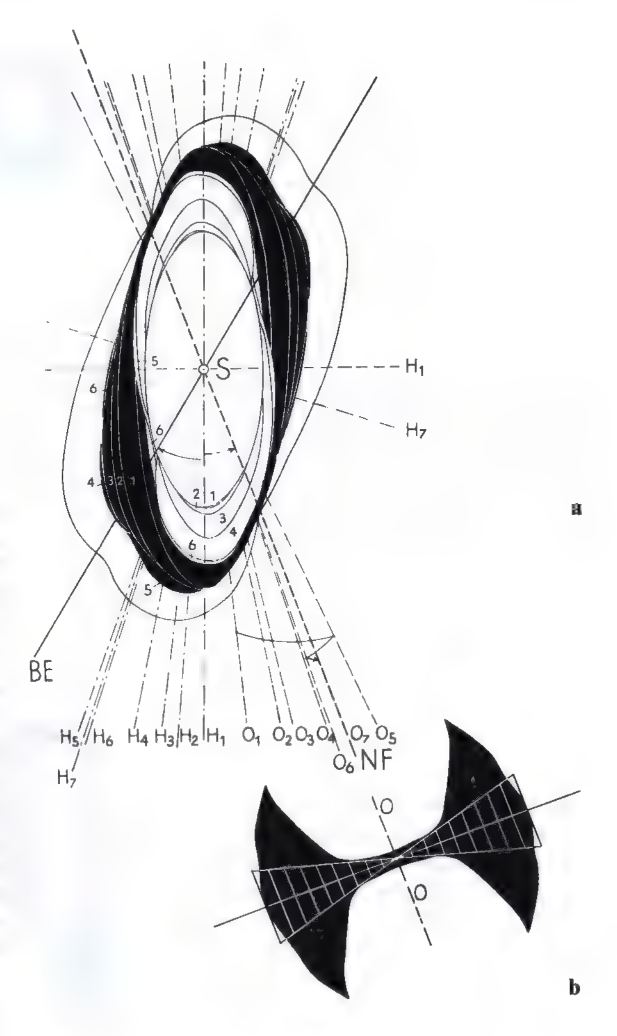


Fig. 14 a et b. Remaniement théorique du modèle représenté à la fig. 13, en supposant qu'aux endroits des contraintes plus élevées du matériau est ajouté et aux endroits des contraintes plus petites du matériau est enlevé. **a** Forme de la coupe transversale. Les contours des différents stades du remaniement sont numérotés suivant leur ordre dans le processus. La surface du septième stade (le dernier) est en noir. **b** Contraction de la masse au stade 7 sur une perpendiculaire à la fibre neutre de ce stade final du remaniement. On a ajouté le diagramme des contraintes en supposant une flexion par une force transversale pure. Les axes principaux d'inertie *H* et les fibres neutres *O* sont tracés avec l'index numérique des stades du remaniement correspondants. Pour le reste, mêmes notations qu'à la fig. 13

entre le résultat du remaniement théorique de l'os (fig. 14 a) et la préparation examinée (fig. 10 a) qu'il ne subsiste pratiquement plus de doute quant à l'hypothèse du processus du remaniement.

Finalement on cherchera à répondre à la seconde question posée: dans quel plan étaient en fait sollicités les os examinés?

On ne possède plus de données concernant les anciens porteurs des fémurs déformés. On ne peut donc que rechercher des indices. Rappelons d'abord la situation de la ligne d'action de la force sollicitant un fémur normal (voir chapitres 4 et 11). La fig. 15 indique le point de percée de la force sollicitante (résultante du poids du corps S_5 et de la tension du tractus ilio-tibial *Tr*) dans le plan de la coupe transversale examinée, pour le fémur normal. Ce point se trouve aussi dans le plan de flexion *BE* pour lequel la coupe est adaptée. Du fait de l'épaisseur relativement égale de la paroi, le plan *FE* dans lequel la coupe du fémur normal présente sa plus grande résistance ne s'écarte que très peu du plan de flexion *BE* . Pour les fémurs déformés examinés, cet angle est beaucoup plus grand du fait de la répartition beaucoup plus inégale du matériau (voir fig. 10 a, 11 a, 12 a). Si l'on reporte les trois coupes dans le même dessin de façon telle que les axes mécaniques (lignes de transmission du poids) des trois fémurs se superposent, on obtient la figure 16. Celle-ci montre que les plans de la plus grande résistance à la flexion (*FE*), ob-

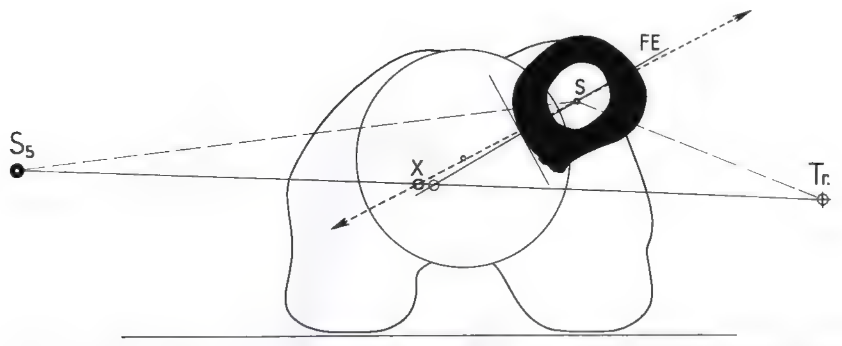


Fig. 15. Situation de la force sollicitante par rapport à la diaphyse du fémur normal pour une coupe transversale voisine du milieu de la diaphyse. *BE* plan de la sollicitation en flexion; *FE* plan de la résistance maximale; *S* centre de gravité de la surface de la coupe; S_5 verticale par le centre de gravité du corps diminué du poids du membre en charge; *Tr* ligne d'action de la force du tractus ilio-tibial (point de percée dans le plan de coupe considéré); *X* point d'intersection du plan de flexion et de la ligne $S_5 - Tr$ = point de percée du plan de coupe considéré par la résultante de S_5 et *Tr*

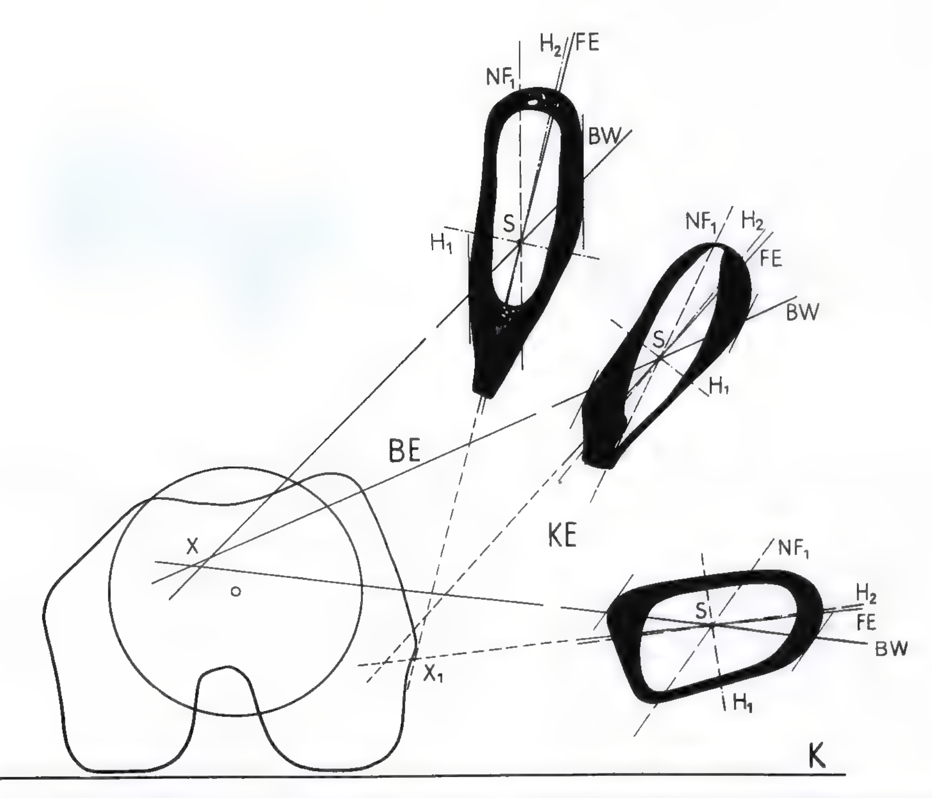


Fig. 16. Projection sur la même image des trois fémurs étudiés, déformés par le rachitisme. Les axes mécaniques des trois fémurs coïncident. La projection a été effectuée en direction de cet axe mécanique qui apparaît ainsi comme le centre de la tête fémorale. De haut en bas se succèdent les coupes des fémurs, dans l'ordre 1, 3 (Benninghoff), 2. Les notations sont les mêmes qu'aux fig. 10 à 12. En outre: *X* endroit où les plans de flexion se coupent; X_1 endroit où les plans de résistance maximale se coupent

tenus par l'analyse des modules maximaux de flexion, se coupent en des points très voisins, dans la zone X_1. Les plans de flexion *BW* correspondants se coupent presque exactement au point *X*. Ceci signifie que, en ce qui concerne la répartition de leur matériau, les trois coupes sont adaptées à une sollicitation en flexion par une force dont la ligne d'action perce le plan de la coupe en ce point *X*. Ce point de percée de la force de flexion hypothétique, commun aux trois fémurs incurvés par le rachitisme, est situé un peu plus en avant que le point de percée de la résultante déterminée pour le fémur normal. Le fait que les trois coupes des os déformés sont adaptées à une force fléchissante au même endroit et que la ligne d'action de cette force ne se trouve pas très loin de celle de la résultante des forces agissant sur un fémur normal permet de considérer avec beaucoup de vraisemblance cette force hypothétique comme la résultante de toutes les forces s'exerçant en fait sur les fémurs rachitiques.

On peut donc considérer comme démontré que, dans la paroi diaphysaire des fémurs déformés par affaiblissement rachitique, après guérison de la maladie et renforcement de l'os, un remaniement du matériau a eu lieu, dirigé par le mode de sollicitation. Grâce à l'apposition d'os aux endroits des contraintes maximales et à la résorption aux endroits des contraintes minimales, une répartition du matériau s'effectua dans la coupe transversale telle que finalement on trouve relativement plus de matériau osseux là où se produisent les contraintes maximales. De cette façon, le matériau de construction disponible est utilisé au mieux pour résister. Le processus du remaniement dirigé par la distribution des contraintes doit donc être considéré comme une adaptation fonctionnelle au sens défini au début.

Résumé

Trois fémurs déformés par le rachitisme sont utilisés pour démontrer l'adaptation fonctionnelle de la diaphyse de l'os tubulaire. Cette adaptation s'effectue grâce à une répartition du matériau dans la coupe transversale correspondant à la distribution des contraintes.

Les trois fémurs, affaiblis par le rachitisme, se sont infléchis dans différentes directions, sous l'effet de la mise en charge. Après guérison de l'affection, ils ont gardé la forme ainsi acquise.

On examina une coupe transversale réalisée au sommet de l'incurvation. Tenant compte d'une flexion gauche, on détermina, pour chaque coupe, la direction de la plus grande résistance à la flexion en calculant le module de flexion maximal. Cette recherche fit apparaître dans chaque fémur un degré différent d'adaptation aux contraintes de flexion supposées.

On calcula la distribution des contraintes dans la paroi d'un tube de coupe transversale elliptique, sollicité en flexion gauche. D'après la grandeur des contraintes, aux différents endroits, on retira ou on ajouta du matériau à la coupe du tube. A la fin de ce remaniement, on obtint une configuration de la coupe très semblable à celle du fémur 3. On en conclut que la distribution du matériau osseux observée dans les coupes des fémurs déformés par le rachitisme était la conséquence d'apposition et de résorption de matériau osseux correspondant à la distribution inégale des contraintes.

Les plans de flexion principaux déterminés théoriquement pour les trois coupes examinées se croisent à peu près au même point. D'autre part, ce point d'intersection se trouve au voisinage du point de percée de la résultante des forces déterminées pour le fémur normal, dans le plan de la coupe. On y voit la preuve que l'adaptation de la distribution du matériau dans la coupe transversale résulte de la sollicitation en flexion provoquée par la résultante de toutes les forces agissant sur le fémur.

Littérature

BENNINGHOFF, A.: Über die Anpassung der Knochenkompakta an geänderte Beanspruchung. Anat. Anz. *63*, 289–299 (1927).

DUBBELS Taschenbuch für den Maschinenbau. Edité par F. SASS, CH. BOUCHÉ, A. LEITNER. 12e édition. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1966.

FÖPPL, A.: Vorlesungen über Technische Mechanik. 3. Festigkeitslehre. 3e édition. Leipzig: Teubner 1905.

PAUWELS, F.: Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Regelung der Beanspruchung des Röhrenknochens während der Bewegung der Glieder. 3. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. *115,* 327–351 (1950). (Gesammelte Abhandlungen, Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1965, pages 264–288.)

– Die statische Bedeutung der Linea aspera. 4. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. *117,* 497–503 (1954). (Gesammelte Abhandlungen, Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1965, pages 289–296.)

18. Biomécanique de la greffe osseuse * [1]

Avec 38 figures

Les bases biologiques de la transplantation osseuse ont été exposées dans une série de travaux. Par contre, à part de vagues indications, on ne trouve dans la littérature aucune donnée précise concernant les principes biomécaniques de la greffe osseuse. On sait qu'une greffe peut être compromise par une sollicitation mécanique. C'est pourquoi LEXER a recommandé d'utiliser un greffon très solide. Mais, en ce qui concerne le mode et la grandeur de la sollicitation que subissent le greffon et l'os dont il est prélevé, nous n'avons rien trouvé dans la littérature jusqu'à ces derniers temps.

Dans le cadre de cette conférence, nous ne pouvons indiquer que quelques points fondamentaux de la biomécanique de la transplantation osseuse. Nous espérons ainsi donner l'impulsion à d'autres recherches.

Comme vous le savez, l'os réagit à une augmentation de sa sollicitation mécanique en se renforçant proportionnellement à la grandeur de celle-ci. Mais il se résorbe lorsque la grandeur de la sollicitation dépasse une valeur limite. Par conséquent, la grandeur de la sollicitation mécanique que subit le greffon est décisive pour son avenir.

Pour pouvoir juger de la sollicitation mécanique du greffon dans chaque cas particulier, il faut d'abord savoir que la grandeur de cette sollicitation ne dépend pas seulement de la grandeur de la charge. Elle dépend principalement du mode de sollicitation que provoque la charge.

La colonne (fig. 1) subit une compression pure parce que la charge, c'est-à-dire la force de compression, s'exerce dans son axe. Le diagramme des contraintes de compression indique la grandeur de la sollicitation. Les contraintes de compression pure sont relativement petites et se répartissent également sur toute la coupe. Dans l'exemple choisi, elles valent 14 kg/cm². Il en est de même s'il s'agit d'une sollicitation axiale en traction. Dans ce cas, seul change le signe des contraintes.

La colonne (fig. 2) est sollicitée en flexion à cause de sa courbure. Par conséquent, sa matière est comprimée du côté concave, c'est-à-dire sollicitée en compression. Par contre, du côté convexe, elle est tendue et ainsi sollicitée en traction. Les contraintes de compression et celles de traction sont maximales à la périphérie et diminuent jusqu'à

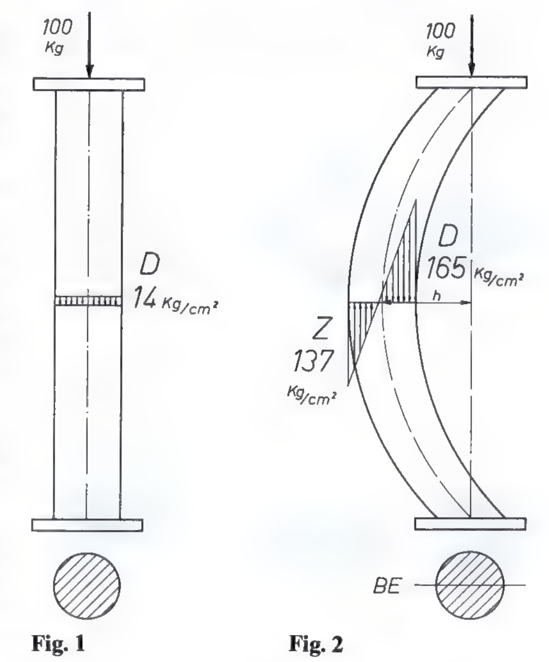


Fig. 1 Fig. 2

* Traduit et présenté au 50e Congrès de la Société belge d'Orthopédie par mon élève, le docteur MAQUET. Publication subsidiée par le Centre de Recherches et de Documentation de Chaudfontaine.

[1] Acta orthop. belg. *37*, 701–725 (1971)

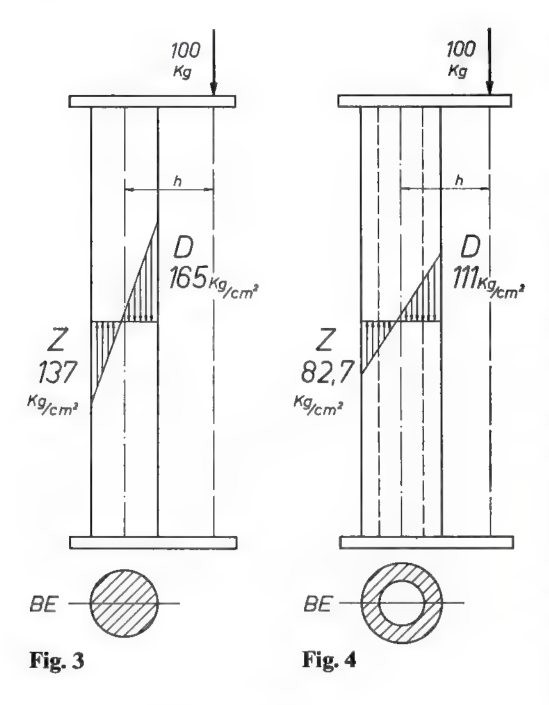


Fig. 3 **Fig. 4**

devenir nulles au milieu de la coupe, où se trouve la fibre neutre. Ce sont les contraintes maximales qui déterminent la grandeur de la sollicitation et le danger de rupture. La répartition des contraintes dans la coupe n'a pratiquement pas d'importance. Dans la colonne sollicitée en flexion (fig. 2), les contraintes maximales valent 165 kg/cm², c'est-à-dire à peu près douze fois autant que dans

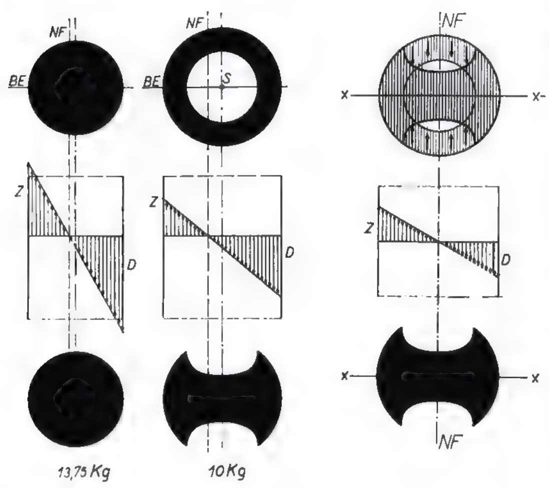


Fig. 5

la colonne figure 1, sollicitée purement en compression, où elles ne valent que 14 kg/cm².

Cet exemple montre combien est dangereuse la sollicitation en flexion.

Sur toute la colonne droite (fig. 3), la charge excentrique agit au bout du même bras de levier *h* qu'à mi-hauteur de la colonne courbe (fig. 2). Par conséquent, la colonne droite est sollicitée en flexion, mais dans toute sa longueur, comme la colonne courbe l'est en son milieu. Ainsi la sollicitation de cette colonne droite vaut aussi 165 kg/cm².

La colonne (fig. 4) est creuse. C'est un tube. Elle est formée de la même quantité de matière que la colonne massive (fig. 3). Dans un tube, le matériau manque au centre et se trouve à la périphérie où se produisent les contraintes les plus grandes. Par conséquent, il est mieux utilisé pour la résistance que le matériau de la colonne massive puisqu'au milieu de celle-ci, près de la fibre neutre, ne se produisent que des contraintes peu élevées. La répartition plus favorable du matériau dans la colonne creuse réduit les contraintes de 165 kg/cm² à 111 kg/cm². Ainsi, à quantité égale de matière, la capacité de résistance de la colonne creuse est un tiers de fois plus grande que celle de la colonne massive.

Voici (fig. 5) la contraction du matériau d'une coupe de la colonne massive et d'une coupe de la colonne creuse. La contraction d'une coupe s'obtient en ramenant tout le matériau de la coupe vers le plan de flexion *BE*. Elle fournit une image démonstrative de la répartition du matériau, qui peut ainsi être aisément comparée à la distribution des contraintes de flexion dans la coupe étudiée. Contrairement à ce qui existe dans la colonne massive, dans le tuyau le maximum de matériau se trouve à la périphérie, là où se produisent les contraintes les plus élevées. Il y a beaucoup moins de matériau au milieu de la coupe, dans la zone des contraintes plus petites.

Si l'on veut étudier la sollicitation d'une greffe, qu'elle serve à la contention d'une fracture ou au pontage d'un défect, il faut savoir que physiologiquement l'os tubulaire est sollicité en flexion. Pour les raisonnements suivants, il est donc justifié d'utiliser le schéma d'une colonne creuse, sollicitée en flexion comme l'os tubulaire. La charge de la colonne

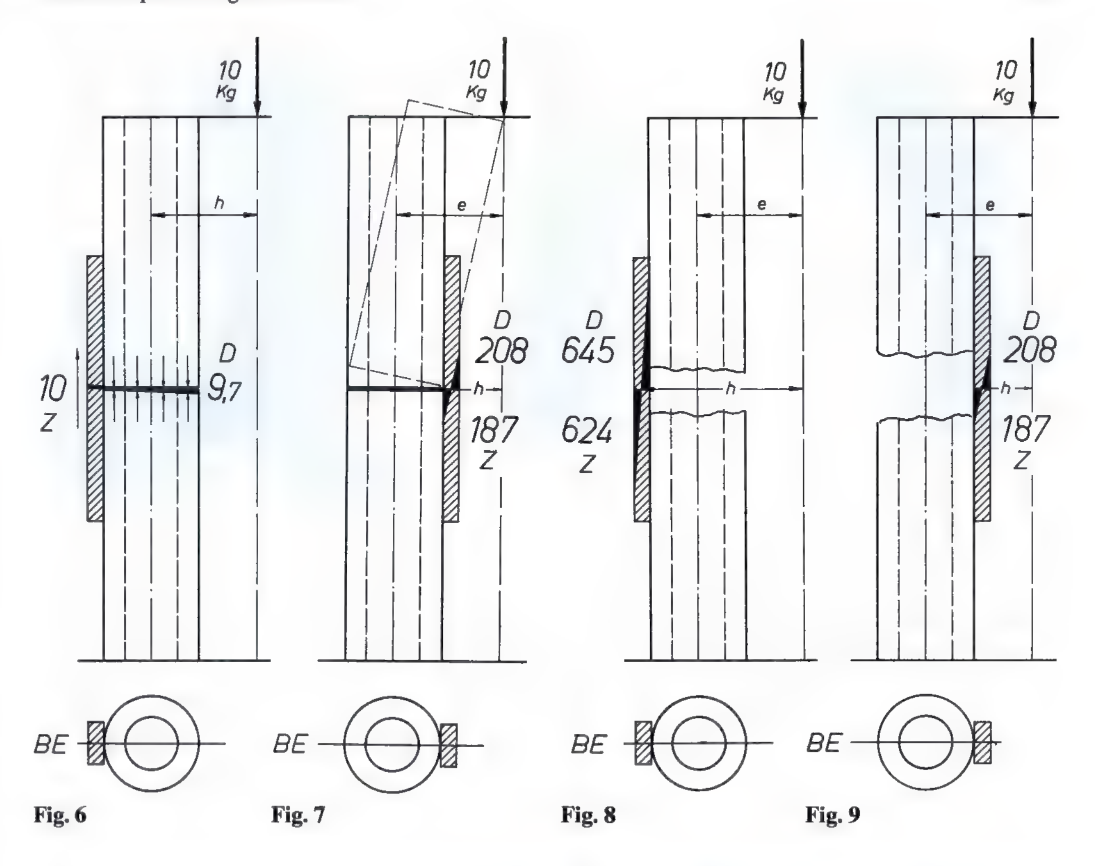


Fig. 6 Fig. 7 Fig. 8 Fig. 9

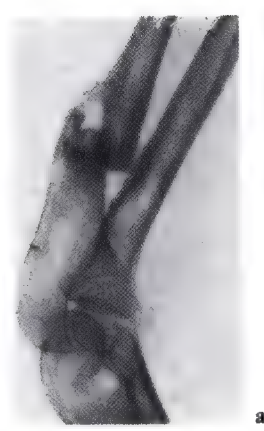
restera constante pour tous les schémas, de même que les dimensions du greffon.

Voyons l'influence qu'exerce la situation du greffon sur la grandeur de la sollicitation. Prenons d'abord l'exemple d'une fracture transversale dont les fragments sont au contact l'un de l'autre. Si le greffon est apposé du côté opposé à la charge (fig. 6), il ne subit que les contraintes de traction dues à la flexion c'est-à-dire une sollicitation de 10 kg/cm². Les contraintes de compression sont supportées par l'os. Le greffon agit comme un hauban. Si, par contre, le greffon se trouve du côté de la charge (fig. 7), côté comprimé, sa sollicitation atteint 208 kg/cm², c'est-à-dire plus de vingt fois autant que dans la situation précédente. Cette énorme différence résulte du fait que le greffon est ici sollicité très fortement en flexion. En effet, il subit seul toute la sollicitation en flexion qui tend à incliner le fragment supérieur.

Envisageons maintenant la sollicitation de la greffe lorsqu'il existe un diastasis entre les extrémités des fragments. Lorsque ceux-ci sont en contact serré, la sollicitation du greffon placé du côté opposé à la charge (fig. 6) vaut 10 kg/cm². Par contre, s'il existe un diastasis entre les fragments (fig. 8), le greffon dans la même situation subit l'énorme sollicitation de 645 kg/cm². Ceci provient de ce que maintenant le greffon subit seul toute la sollicitation en flexion, et cela au bout d'un très long bras de levier *h*. Si, les fragments étant séparés, le greffon est apposé du côté comprimé (fig. 9), sa sollicitation est nettement moins élevée. En effet, le bras de levier *h* au bout duquel la charge agit sur lui est plus court. La sollicitation vaut quand même encore 208 kg/cm².

Par conséquent, lorsque les fragments sont au contact, le greffon doit toujours être apposé du côte tendu, comme dans cette fracture du cubitus (fig. 10). Au contraire, lorsque les fragments sont séparés (fig. 11), même un greffon très solide est compromis par la forte sollicitation en flexion et il peut se résorber.

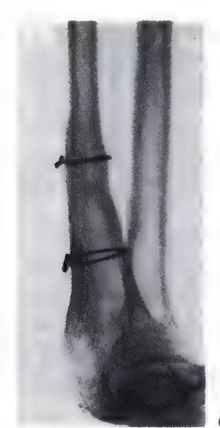
Lorsque les fragments sont séparés, la sollicitation de la greffe ne peut être maintenue




9 juin 1937



29 septembre 1937

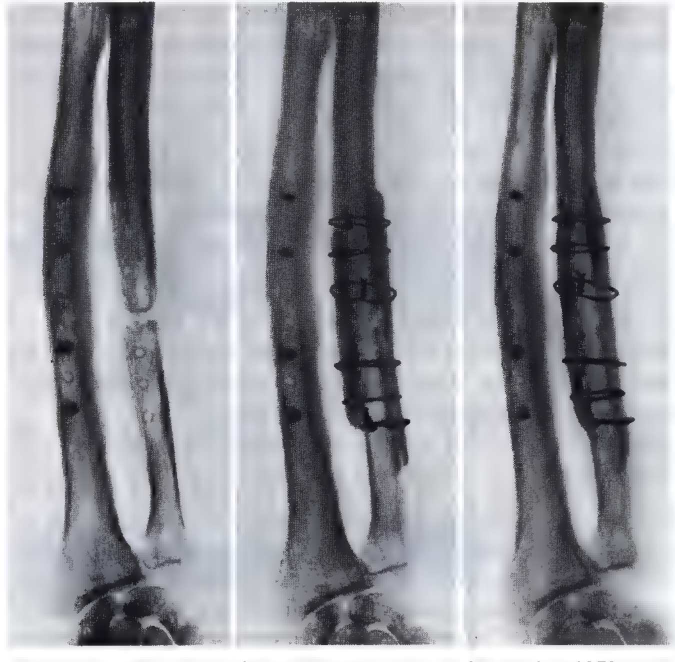


1er février 1939

Fig. 10 a–c

peu élevée que par l'utilisation de deux greffons apposés de part et d'autre de l'os dans le plan de flexion *BE* (fig. 12). Ceci réduit fortement la sollicitation de chacun des greffons. Elle vaut 24 kg/cm² pour le greffon du côté comprimé et seulement 14 kg/cm² pour celui du côté tendu. Cette sollicitation modérée provient du ce que le greffon du côté de la charge ne subit que les contraintes de compression dues à la flexion. Il est sollicité purement en compression. Le greffon du côté opposé à la charge ne supporte que les contraintes de traction dues à la flexion. Il est sollicité purement en traction. Les deux greffons subissent ainsi la plus petite sollicitation possible.*

* L'évolution d'une pseudarthrose du cubitus fracturé 7 ans plus tôt, traitée par mon élève MAQUET, illustre l'effet du greffon double. La consolidation osseuse a été très rapidement obtenue sans résorption des greffons, sollicités l'un en compression, l'autre en traction (voir ci-dessous).



24 janvier 1972 — 28 avril 1972 — 27 octobre 1972



Fig. 11

Pour qu'ils subissent cette sollicitation peu élevée, il faut que les deux greffons se trouvent dans le plan de flexion *BE* (fig. 12). C'est dans ce plan que le matériau des greffons est exploité au mieux pour résister à la rupture. Si, par contre, les greffons sont situés dans le plan perpendiculaire au plan de flexion (fig. 13), leur sollicitation est quatre fois plus élevée. Elle atteint 83 kg/cm². En effet, dans cette situation, les greffons sont très fortement sollicités en flexion et leur matériau n'est pas utilisé à l'endroit le plus favorable. Comme il ressort de tous ces exemples, le plan dans lequel l'os est sollicité en flexion doit être connu. Grâce à cette connaissance du plan de flexion *BE*, les greffons peuvent être placés de façon à subir la plus petite sollicitation possible et leur résistance est exploitée au mieux.

Le même raisonnement vaut aussi pour un seul greffon placé dans la cavité médullaire. Lorsque son plus grand diamètre se trouve dans le plan de flexion *BE* (fig. 14), sa sollicitation vaut 166 kg/cm². Par contre, si son plus grand diamètre est perpendiculaire au plan de flexion (fig. 15), sa sollicitation atteint 428 kg/cm², presque deux fois et demi autant. Pour ponter un défect important, il vaut mieux utiliser le péroné, c'est-à-dire un

Fig. 12 **Fig. 13** **Fig. 14** **Fig. 15**

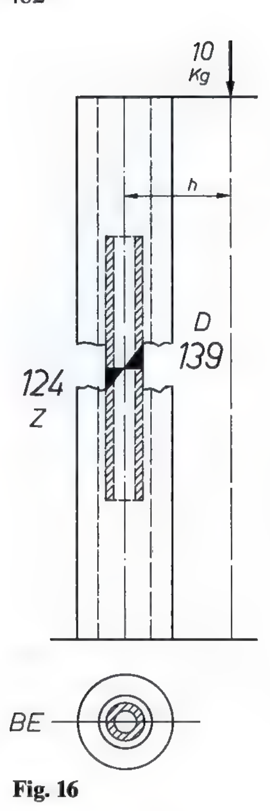
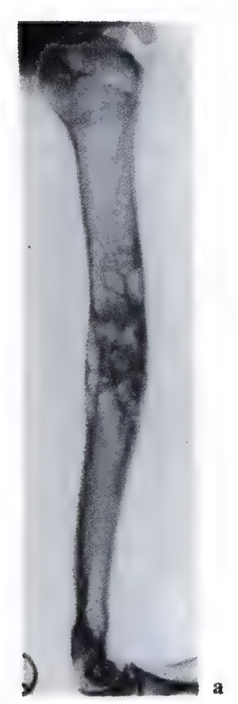


Fig. 16

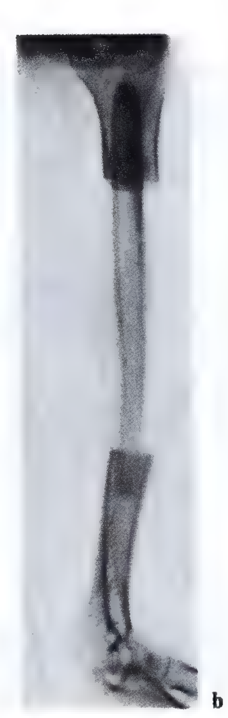
tube (fig. 16). En effet, un tube présente la même résistance quel que soit le plan de flexion. En outre, le péroné de notre schéma ne subit qu'une sollicitation de 139 kg/cm², alors qu'un greffon massif (fig. 14) subit une sollicitation de 166 kg/cm², même si son grand diamètre se trouve dans le plan de flexion, c'est-à-dire dans la situation la plus favorable.

Dans ce cas, le défect dû à la résection d'une tumeur (fig. 17 a) de l'humérus a été ponté par le péroné (fig. 17 b). Voici le résultat onze ans après l'opération et à l'achèvement du service militaire (fig. 17 c).

Cette analyse montre que *c'est la situation du greffon qui détermine la grandeur de sa sollicitation mécanique.* En effet, la grandeur de la sollicitation du greffon dépend du bras de levier de la force de compression qui s'exerce sur ce greffon. Comme le montrent les diagrammes inscrits dans ces colonnes (fig. 18), un allongement, même modéré, du bras de levier de la force de compression augmente


a

26 octobre 1956


b

27 novembre 1956


c

25 octobre 1967

Fig. 17 a–c

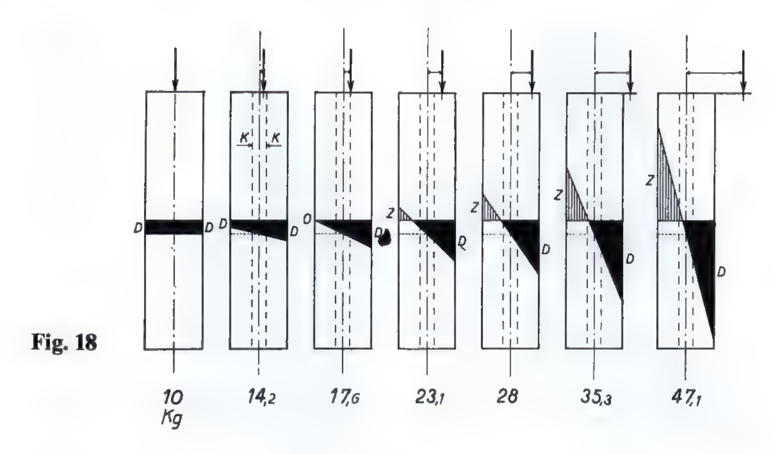


Fig. 18

énormément les contraintes de flexion. Tirons la conclusion pratique : *le greffon ne doit en aucun cas être sollicité en flexion, mais uniquement en compression pure ou en traction pure* pour subir la plus petite sollicitation possible. Apposé à un os sollicité en flexion, il doit être placé de façon à ne subir que les contraintes de traction ou que les contraintes de compression provenant de la flexion.

Quelques exemples montreront comment satisfaire à ces exigences.

Voici d'abord quelques cas où le greffon est sollicité en compression suivant son axe, c'est-à-dire en compression pure.

Il s'agit ici (fig. 19) d'une importante difformité de la cheville chez un garçon de 11 ans, avec pied valgus bilatéral très prononcé. Le péroné est court et la surface articulaire du tibia inclinée à 55°. L'intervention chirurgicale, bilatérale, a commencé par un raccourcissement du tibia. Du fragment réséqué, un coin a été taillé. Il a été inséré sous la surface articulaire du tibia (fig. 21). La difformité de la cheville est ainsi corrigée (fig. 20). Le coin, inséré au voisinage de l'articulation comme matériau de remplissage, y est sollicité purement en compression. Voici le résultat (fig. 22). Les deux pieds ont des mouvements pratiquement normaux. Quatorze ans après l'opération, ils sont fonctionnels au point que le patient fait partie d'une équipe de football.

De même, une greffe en pont est sollicitée purement en compression lorsqu'elle est bien placée. Elle trouve une belle indication dans les pseudarthroses particulièrement difficiles, par exemple après ostéotomie pour jambe

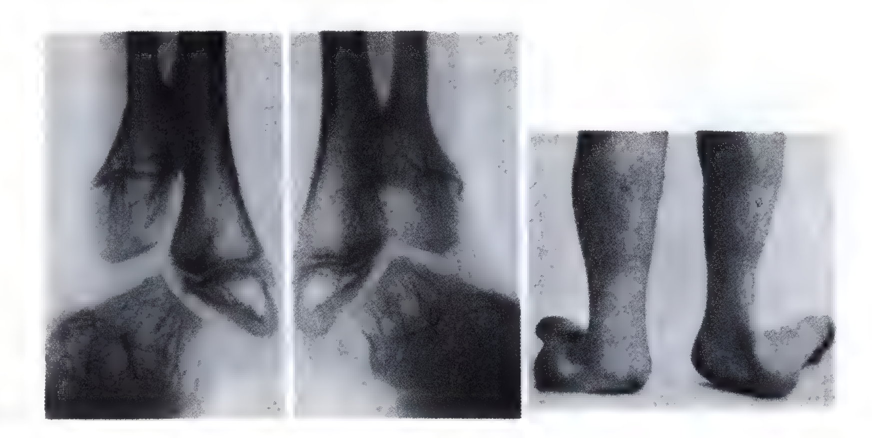


Fig. 19

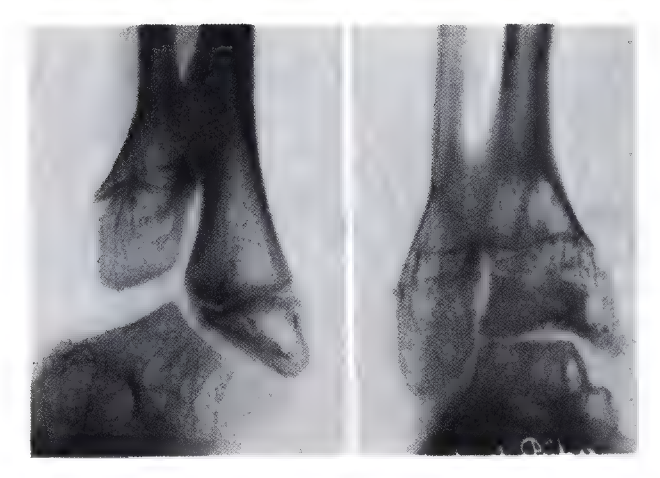


Fig. 20

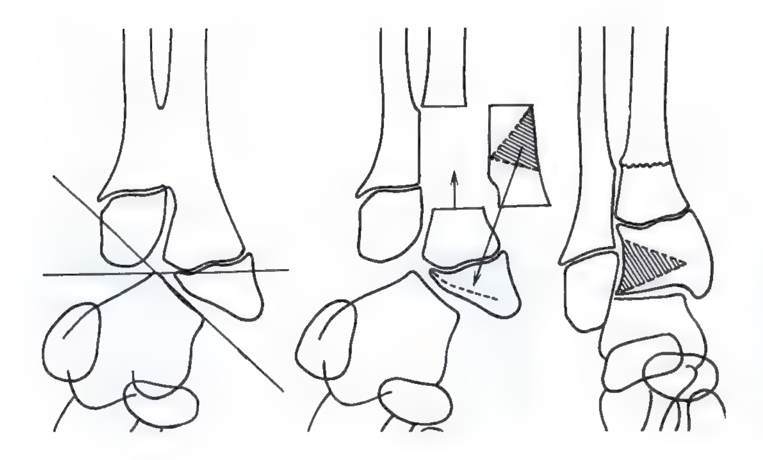


Fig. 21

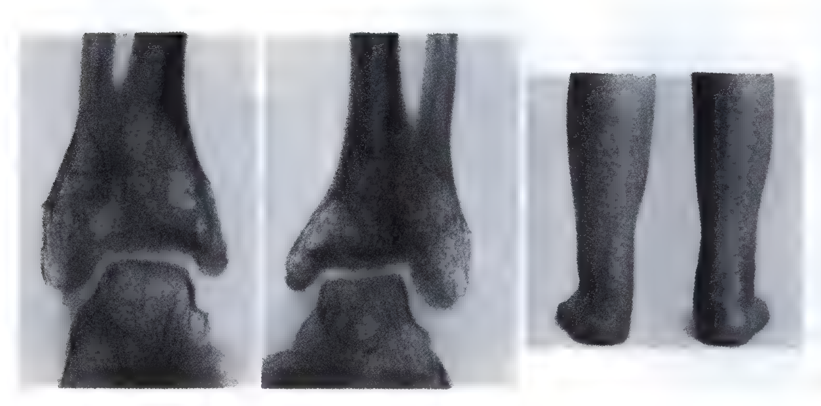
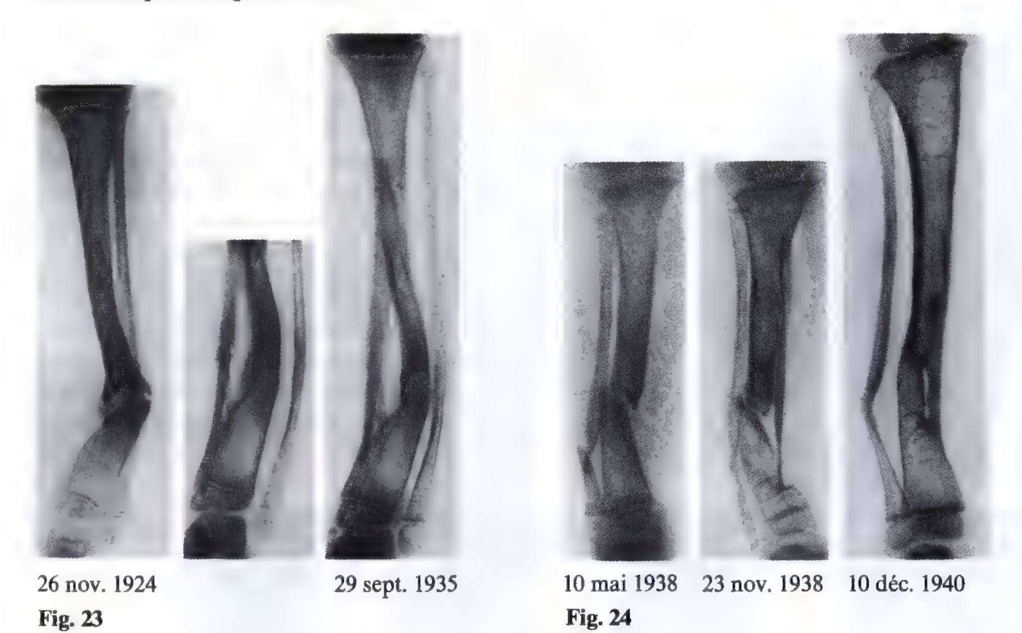
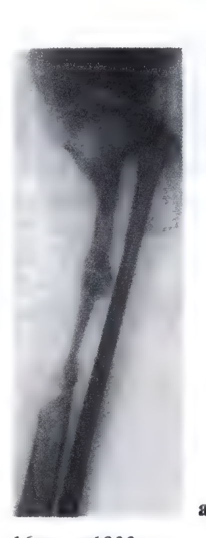


Fig. 22



26 nov. 1924 29 sept. 1935
Fig. 23

10 mai 1938 23 nov. 1938 10 déc. 1940
Fig. 24



a
16 mars 1933



b
16 mai 1933



c
19 avril 1935

Fig. 25 a – c

arquée congénitale (fig. 23 et 24). Même cette double pseudarthrose du tibia (fig. 25), datant de plus de vingt ans, a été guérie par une greffe en pont.

Les quatre cas suivants illustrent l'utilisation des greffes dans des déformations de l'extrémité supérieure du fémur. Celle-ci est normalement sollicitée en flexion dans le plan frontal. Les contraintes de compression provenant de la flexion et localisées du côté

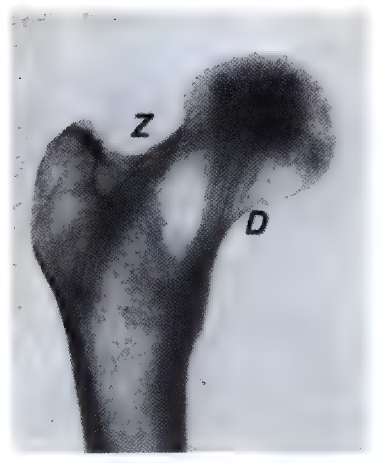
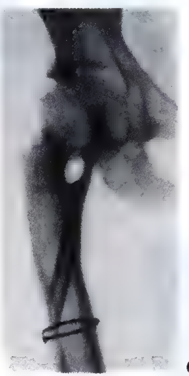


Fig. 26

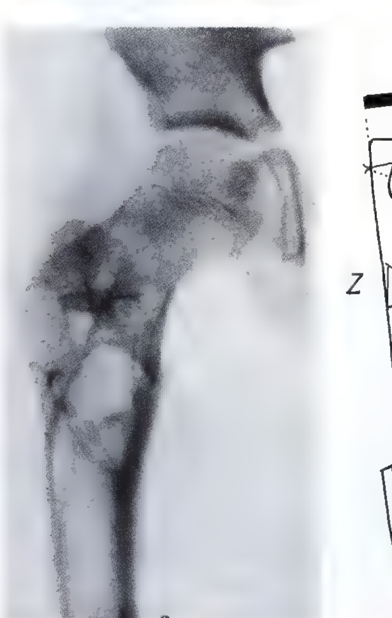
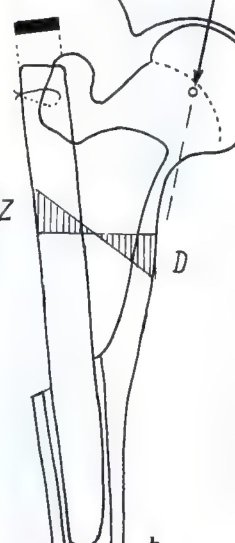
médial du col fémoral sont supportées par le faisceau trabéculaire médial, les contraintes de traction du côté latéral le sont par le faisceau trabéculaire latéral (fig. 26).

Dans ces quatre cas, le greffon a été placé de façon à ne subir que les contraintes de traction ou que les contraintes de compression dues à la flexion. En d'autres mots, le greffon est sollicité purement en compression ou purement en traction. Dans le premier cas, il s'agit d'une fracture spontanée au niveau du grand trochanter. Celui-ci a disparu après une infection (fig. 27 a). La fracture a d'abord été fixée avec un certain angle entre les fragments, pour restituer l'inclinaison du

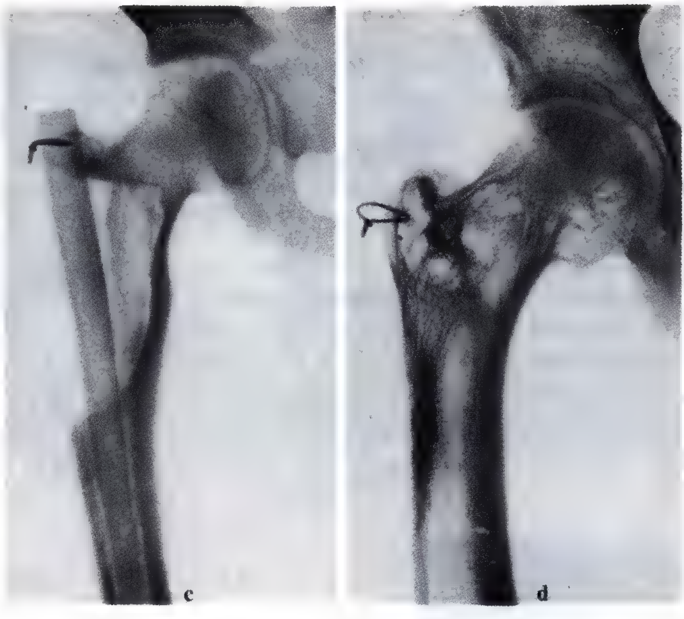



a 21 janvier 1951 — b 19 juin 1951 — c 13 octobre 1951 — d 27 novembre 1954 **Fig. 27 a – d**

a b **Fig. 28 a – d**



11 août 1953 27 mai 1959

col fémoral (fig. 27 b). Après consolidation, un greffon est implanté du côté médial jusque dans la tête fémorale (fig. 27 c). Ce greffon, qui remplace le faisceau trabéculaire médial, subit uniquement les contraintes de compression dues à la flexion. Il est sollicité purement en compression. Les contraintes de traction dues à la flexion sont supportées par les restes du col fémoral. Trois ans après l'intervention, le résultat fonctionnel est excellent (fig. 27 d).

Le patient suivant, âgé de 12 ans, présente une tumeur à myéloplaxes récidivante (fig. 28 a). Après résection jusqu'en tissu sain, le défect latéral est ponté par un greffon (fig. 28 b). Celui-ci ne subit que les contraintes de traction provenant de la flexion. Il est donc sollicité purement en traction. Les contraintes de compression dues à la flexion sont supportées par les restes du faisceau trabéculaire médial. Dans l'espace vide, un fragment de greffe a, en outre, été déposé

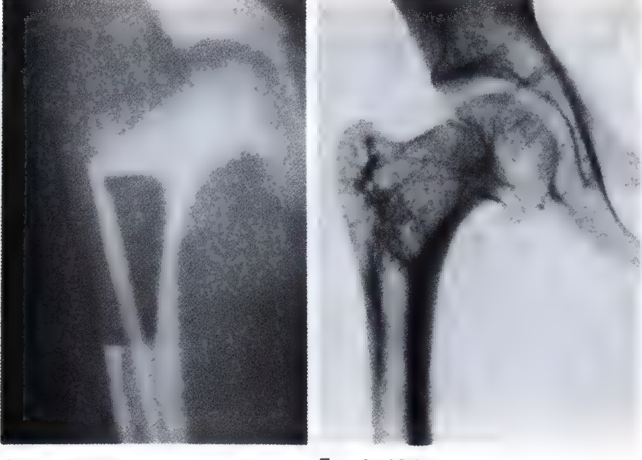


Fig. 29 26 juin 1959 7 août 1963

(fig. 28 c). Six ans après l'intervention (fig. 28 d), une structure spongieuse normale s'est reconstituée au niveau du défect. L'articulation coxo-fémorale est fonctionnellement normale.

Dans ce cas (fig. 29) analogue au précédent, le même résultat est obtenu sans qu'un fragment de greffon ait été déposé dans l'espace creux.

Le quatrième patient est porteur d'une déformation particulièrement grave. L'enfant a été reçu dans cet état (fig. 30 a) après qu'il eût déjà subi deux ostéotomies pour *coxa vara.* Pour corriger la déformation, le grand trochanter a d'abord été transplanté vers le bas et fixé provisoirement par des broches, la tête fémorale remise en bonne position (fig. 30 b). Après guérison du grand trochanter, deux greffons ont été implantés à travers le col jusque dans la tête (fig. 30 c). Le greffon supérieur subit uniquement les contraintes de traction dues à la flexion. Il est sollicité purement en traction. Le greffon inférieur supporte uniquement les contraintes de compression dues à la flexion. Il est sollicité purement en compression. Un an plus tard, le col fémoral se reconstruit (fig. 30 d). Quatorze ans plus tard, la hanche est normalement mobile et fonctionnelle (fig. 30 e).

Il faut maintenant envisager *le prélèvement du greffon.* Le tibia sera choisi comme exemple. C'est lui qui est le plus souvent utilisé pour la prise d'un greffon solide. D'après certains (F. Lagrot, M. Costagliola, Ph.

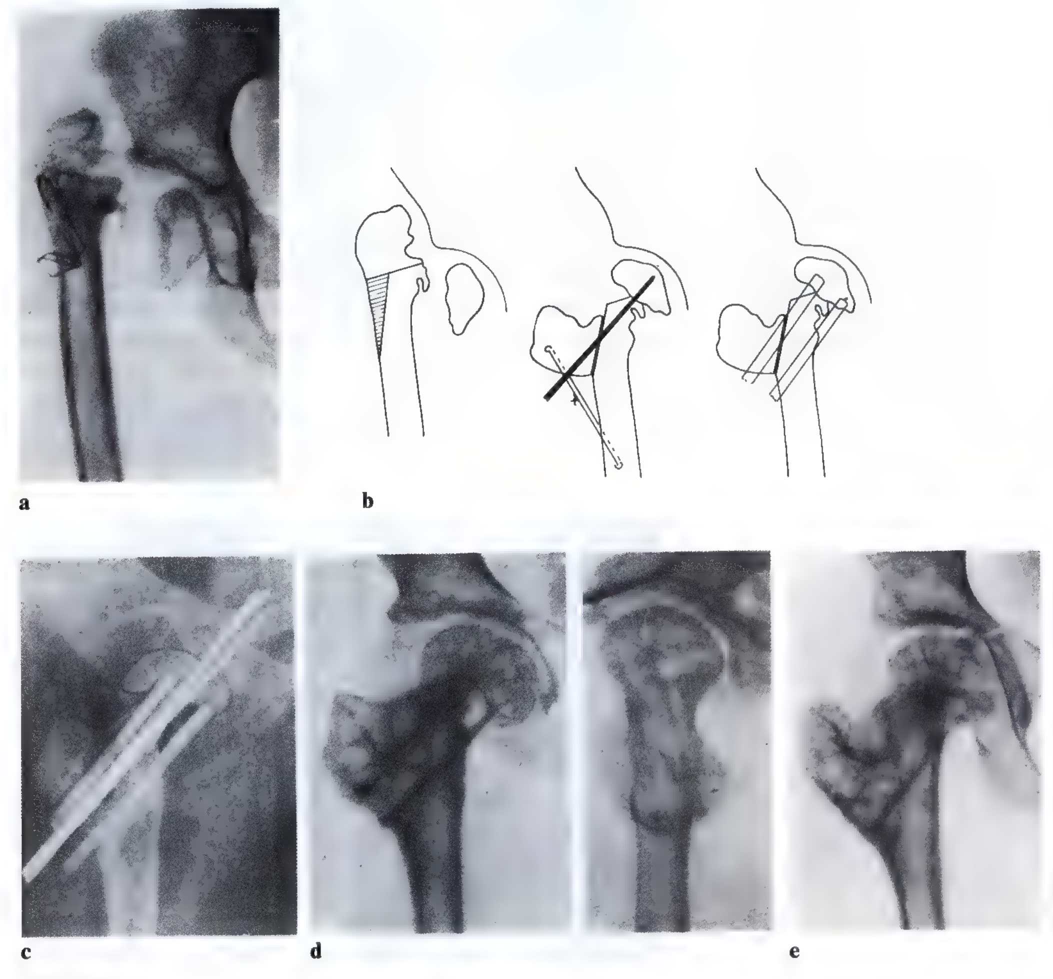


Fig. 30 a – e

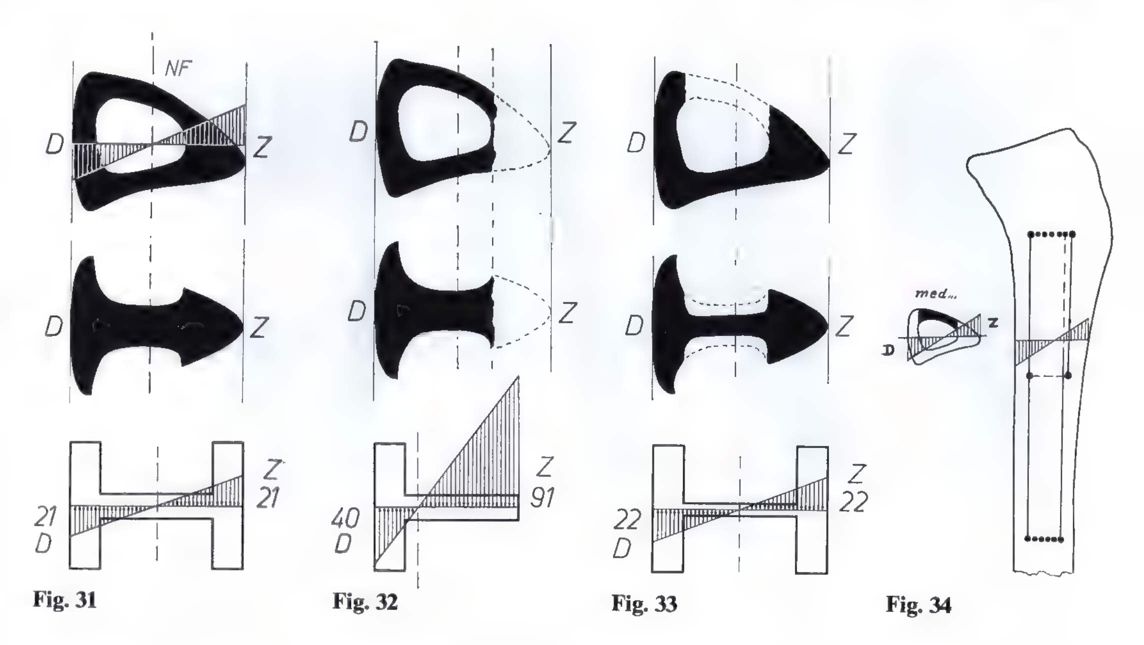


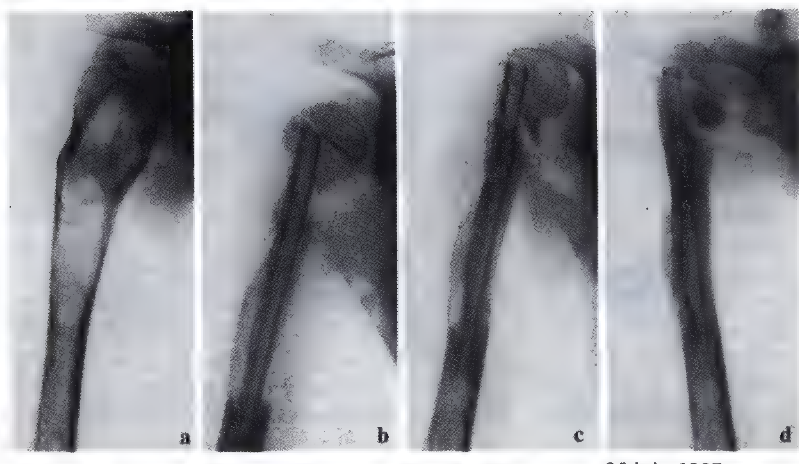
Fig. 31 Fig. 32 Fig. 33 Fig. 34

Micheau et A. Phy, *Rev. Méd. Toulouse* II, 1966, 481–492), le prélèvement d'un greffon tibial allongerait défavorablement la durée du traitement car le tibia doit être soutenu par un plâtre pendant au moins six mois à un an pour éviter la fracture. Au contraire, après la prise d'un greffon tibial, nous ne confectionnons jamais de plâtre. Huit jours déjà après le prélèvement du greffon – par exemple pour la transplantation à la colonne ou au membre supérieur – la jambe est mise complètement en charge sans plâtre. Malgré cela, sur plus de 200 cas, pas une seule fracture du tibia n'a été observée. Cette contradiction s'explique par la façon de prélever le greffon.

Voici une coupe du tibia (fig. 31). Celui-ci est sollicité en flexion suivant son plus long diamètre. Comme le montre le diagramme, les plus grandes contraintes se trouvent dans les régions antérieure et postérieure de la coupe. La contraction du matériau de la coupe montre que la répartition du matériau est très favorable. Le maximum de matériau se trouve aux deux extrémités, là où se produisent les plus hautes contraintes. Il y a beaucoup moins de matériau dans la partie intermédiaire de la coupe, là où, au voisinage de la fibre neutre, ne se produisent que de faibles contraintes. La comparaison peut être faite avec la coupe d'une poutrelle double T, spécialement destinée, comme chacun sait, à supporter une sollicitation en flexion. La répartition du matériau y est fondamentalement la même que dans la coupe du tibia. Aux dimensions choisies, la sollicitation de la poutrelle vaut 21 kg/cm².

Voici maintenant la coupe d'un tibia dont la crête a été prélevée comme greffon (fig. 32). La contraction montre une répartition du matériau analogue à celle d'une poutrelle double T dont on aurait amputé une semelle, la transformant en T simple. Ceci augmente fortement la sollicitation de la poutrelle, la portant de 21 kg/cm² à 91 kg/cm² et diminuant ainsi la résistance de trois quarts. Transposé au tibia, cet exemple montre que le prélèvement d'un greffon aux dépens de la crête tibiale diminue très fortement la résistance de l'os. Il est clair que les fractures du tibia trouvent ici leur explication.

Si, par contre, le greffon est prélevé aux dépens de la corticale antéro-médiale (fig. 33), seule la partie centrale de la contraction du matériau est réduite de moitié. Par analogie, voici une poutrelle double T dont l'âme est moitié moins épaisse. L'amincissement de l'âme augmente à peine la sollicitation de la poutrelle qui passe seulement de 21 kg/cm² à 22 kg/cm². Sa résistance n'est donc pratiquement pas diminuée. Il en est de même pour le tibia lorsque le greffon est prélevé aux dépens de la corticale antéro-médi-



17 février 1937 17 mars 1937 17 avril 1937 25 juin 1937 **Fig. 35 a – d**

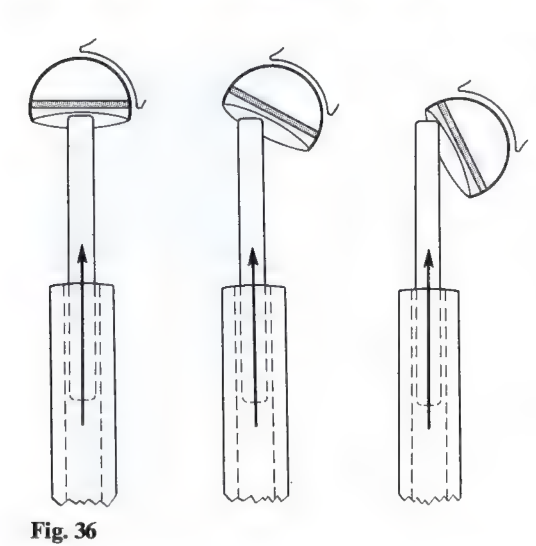


Fig. 36

ale (fig. 34). Voilà pourquoi, contrairement aux auteurs français mentionnés plus haut, malgré une mise en charge précoce sans plâtre, nous n'avons jamais observé de fracture du tibia.

Nous ne donnerons qu'une brève indication concernant la prise de greffon. Celui-ci ne devrait jamais être prélevé au ciseau-burin. L'utilisation du ciseau-burin ne peut éviter la formation de minces fissures. Celles-ci entraînent des contraintes extrêmement élevées par effet d'encoche. Elles peuvent ainsi provoquer un affaiblissement considérable de l'os.

Aux quatre coins de la zone qui sera prélevée comme greffon, des trous sont forés avec une mèche d'un diamètre de 3 mm, de façon à éviter l'effet d'encoche. Le prélèvement est effectué à la scie oscillante. Aux extrémités du greffon, l'os est coupé par une série de trous de 2 mm forés l'un près de l'autre.

La fixation du greffon ne sera pas étudiée. Il faut cependant mentionner une situation dans laquelle elle présente de particulières difficultés. Chez cet enfant, une tumeur

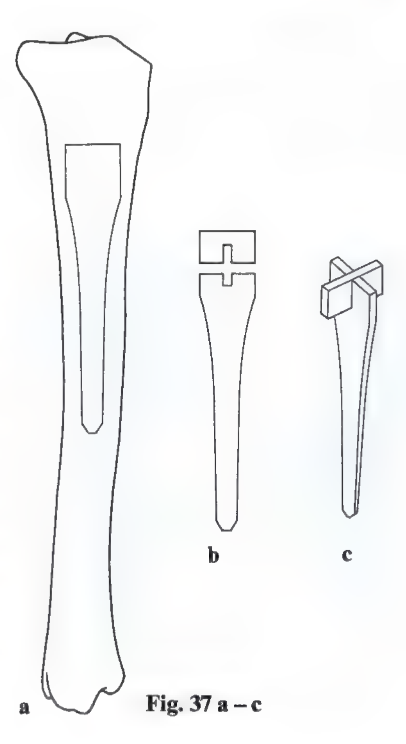


Fig. 37 a – c

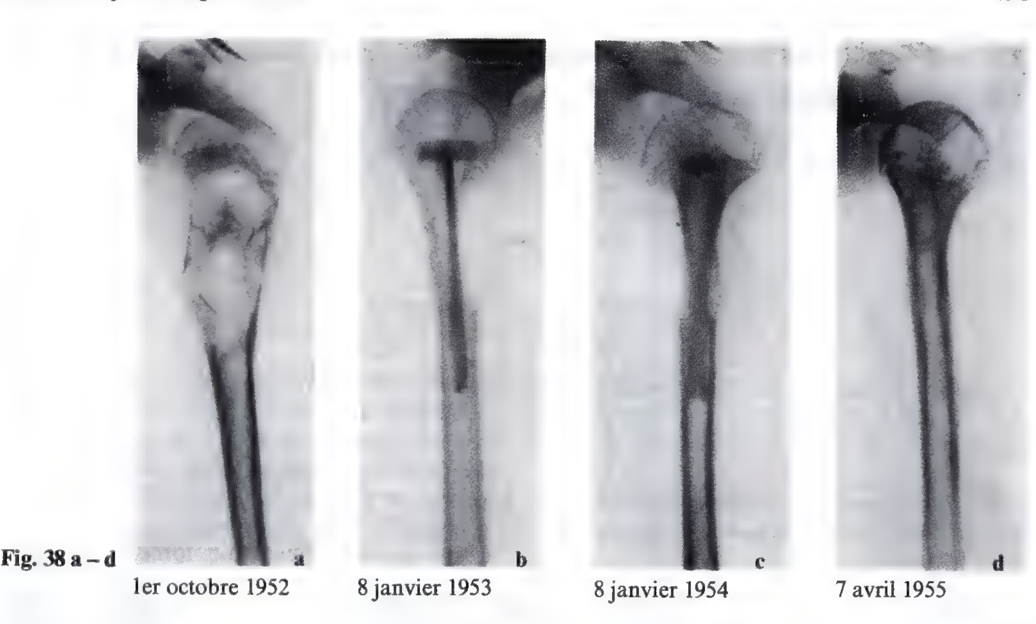


Fig. 38 a – d

doit être réséquée. Elle occupe la partie supérieure de l'humérus et s'étend jusqu'à l'épiphyse (fig. 35 a). Dans une telle situation, le fragment capital doit être fixé sans que le greffon traverse le cartilage épiphysaire, de façon à ne pas perturber la croissance. Si le greffon est simplement placé sous le cartilage épiphysaire, le fragment capital doit basculer (fig. 36). Le cas de cet enfant de 5 ans, opéré par Lexer, le prouve (fig. 35 b et c).

Le basculement ne peut être évité que si l'extrémité supérieure du greffon présente une large base sur laquelle le fragment capital reposera. Ainsi, dans l'ancien temps, les lessiveuses posaient leur cuve sur un trépied. Voici comment un tel appui peut être réalisé. Un greffon d'une forme particulière est prélevé de la face antéro-médiale du tibia (fig. 37 a). Il est scié en deux parties inégales. Une mortaise est taillée dans chacune des deux parties (fig. 37 b). Le petit morceau est tourné de 90° et emboîté dans le morceau principal, comme le montre le schéma (fig. 37 c). On obtient ainsi un large support cruciforme sur lequel la tête de l'humérus reposera, sans basculer. La radiographie (fig. 38 b et c) sur laquelle on voit déjà la formation du cal à partir du périoste, montre un tel greffon de face et de profil. Il empêche le basculement du fragment capital. Voici le résultat, deux ans après l'opération (fig. 38 d). Dans ce cas et dans deux cas analogues, on a obtenu une guérison idéale, sans raccourcissement.

En résumé, il faut retenir les points suivants pour la transplantation de greffons osseux.

1. Le greffon doit être placé de façon à réaliser la contention. En même temps, il doit lui-même subir la plus petite sollicitation possible.

2. Le greffon doit être pris dans une région de l'os telle que son prélèvement ne diminue pratiquement pas la résistance de cet os.

La façon de satisfaire à ces exigences dans chaque cas particulier résulte de la connaissance de la biomécanique de l'appareil moteur.

19. La sollicitation mécanique de l'os et sa relation avec l'anatomie fonctionnelle *

Avec 26 figures

Le squelette du corps humain résiste aux forces statiques développées par le poids du corps et par la tension des muscles et des ligaments. Il constitue en outre l'élément passif de l'appareil moteur, de sorte que ces forces sont transmises d'os à os par l'intermédiaire des articulations (fig. 1 a–c). Il en résulte que l'os ne peut supporter une force unique (fig. 1 b), c.-à-d. seulement le poids du corps ou seulement une force musculaire,

* Pour le soixante-quinzième anniversaire de M. le Prof. Dr. K. GOERTTLER. Z. Orthop. *111*, 681–705 (1973)

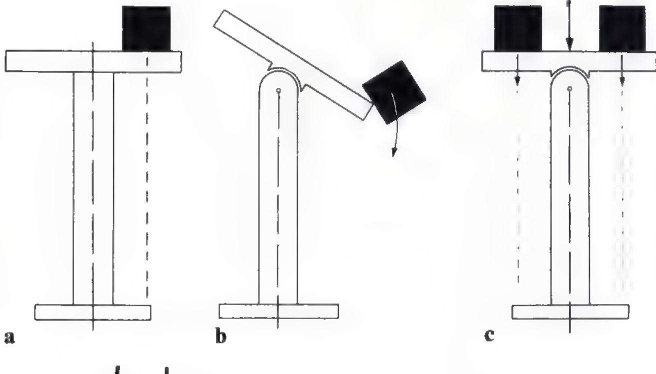


Fig. 1 a–c. Un élément articulé du squelette est sollicité par la résultante d'au moins deux forces. **a** Sollicitation en flexion d'une colonne supportant une charge excentrique. **b** Basculement de la poutre transversale articulée sous l'effet d'une charge excentrique, **c** Rétablissement de l'équilibre par une deuxième charge agissant du côté opposé

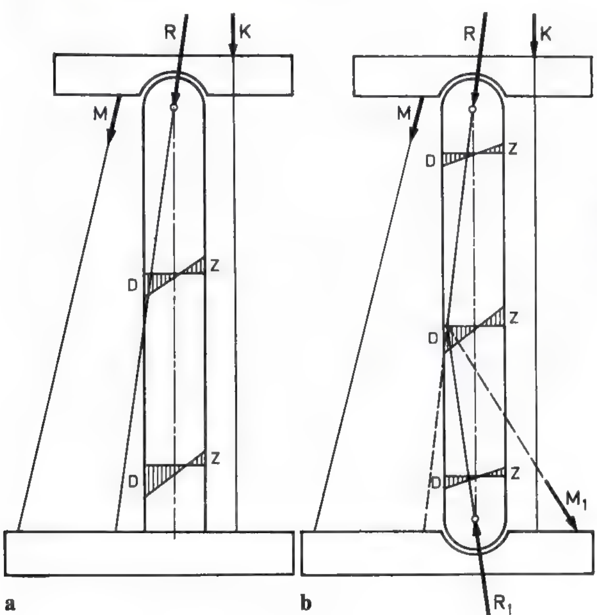


Fig. 2 a et b. Sollicitation en flexion d'une colonne articulée. **a** Sollicitation d'une colonne par l'intermédiaire d'une articulation. La résultante (*R*) du poids (*K*) et de la contre-force (*M*) s'écarte de l'axe de la colonne et entraîne une sollicitation en flexion avec des contraintes de compression (*D*) du côté de la force sollicitante (*R*) et des contraintes de traction (*Z*) du côté opposé. **b** Si la colonne est interposée entre deux articulations, le rétablissement de l'équilibre exige une troisième force (M_1) qui conduit à la résultante R_1. *R* et R_1 s'écartent de l'axe de la colonne et provoquent une sollicitation en flexion croissant vers le milieu de celle-ci (voir les diagrammes)

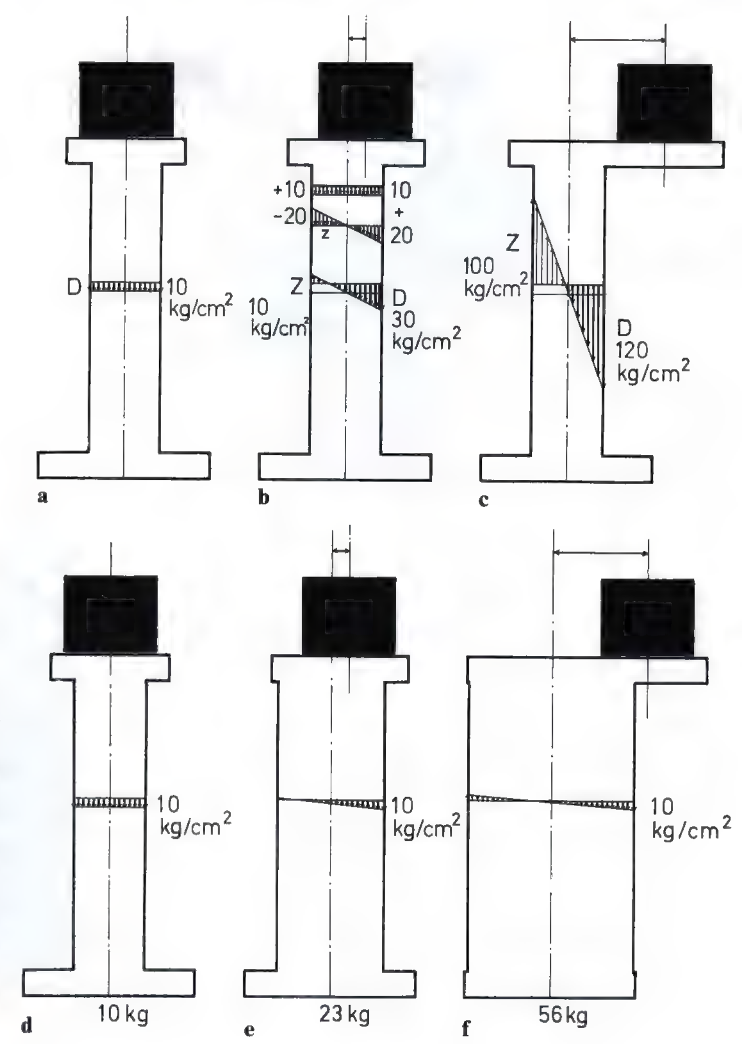


Fig. 3. a–c. Sous l'effet d'une même charge, la sollicitation en flexion d'une colonne augmente avec l'excentricité de la charge (voir les diagrammes). **d–f.** Si la contrainte maximale se produisant dans la coupe transversale doit garder une valeur déterminée (ici 10 kg/cm²), la coupe et ainsi la masse (exprimée ici en kg) de la colonne doivent augmenter avec l'accroissement de l'excentricité de la charge fléchissante

contrairement à l'ancienne hypothèse sur laquelle était fondée la théorie de muscles varisants et de muscles valgisants. Un os articulé doit supporter la résultante d'au moins deux forces qui s'équilibrent au niveau de l'articulation (fig. 1 c et 2 a). Articulé à ses deux extrémités, il subit au moins trois forces dont une doit s'appliquer à l'os lui-même (fig. 2 b).

L'axe de l'os ne constitue pas une ligne droite. D'autre part, la force de compression résultante est toujours plus ou moins inclinée par rapport à cet axe. Elle ne peut donc pas coïncider avec celui-ci. Par conséquent, elle sollicite la pièce squelettique non seulement en compression mais aussi en flexion, au bout d'un bras de levier plus ou moins long. Ce fait était encore contesté par Triepel (1908). Il revêt cependant une importance décisive, pour trois raisons.

1. La flexion surajoutée à la compression détermine la grandeur de la sollicitation de l'os car celle-ci dépend de la contrainte maximale se produisant dans la coupe transversale (fig. 3 a–f).

Les trois colonnes fig. 3 a–c supportent le même poids. Ce poids se trouve dans l'axe de la première colonne (a). Celle-ci est sollicitée purement en compression et subit ainsi la plus petite sollicitation possible (10 kg/cm²).

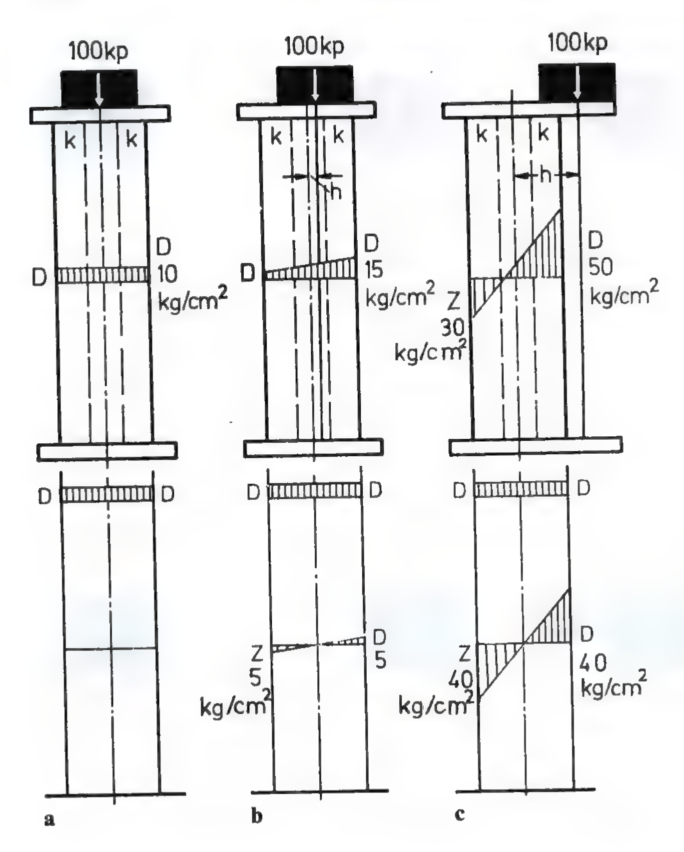


Fig. 4 a–c. Si la ligne d'action de la force sollicitante quitte le noyau de la colonne, la sollicitation en flexion entraîne des contraintes de traction. **a** Sollicitation axiale. **b** Sollicitation excentrique, ligne d'action de la force dans le noyau. **c** La ligne d'action de la charge se trouve en dehors du noyau. *D* contraintes de compression; *h* bras de levier de la force fléchissante; *k–k* noyau de la colonne; *Z* contraintes de traction

Par contre les deux autres colonnes (b et c) sont excentriquement sollicitées par un poids identique. Elles sont donc sollicitées non seulement en compression mais aussi en flexion, la charge excentrique agissant au bout d'un bras de levier plus (c) ou moins (b) long. C'est la sollicitation en flexion surajoutée à celle en compression qui élève les contraintes de 10 kg/cm² à 30 kg/cm² dans la seconde colonne (b) et à 120 kg/cm² dans la troisième (c). Comme le montrent les trois colonnes fig. 3 d–f, l'augmentation de la sollicitation, c.-à-d. finalement la sollicitation en flexion surajoutée, augmente rapidement et fortement la quantité de matériau nécessaire à la résistance. Ainsi la colonne fig. 3 e, à cause de la sollicitation en flexion surajoutée, pourtant relativement petite, pèse plus de deux fois autant (23 kg) que la colonne sollicitée purement en compression (10 kg). Lorsque la sollicitation en flexion surajoutée est plus grande (fig. 3 f), le poids de la colonne doit être multiplié par 5 (56 kg).

2. C'est la sollicitation en flexion surajoutée à celle en compression qui détermine la qualité de la sollicitation. Lorsque la force de compression résultante s'exerce excentriquement mais dans le «noyau» (*K*), elle ne provoque que des contraintes de compression inégalement distribuées dans la coupe transversale de la colonne (fig. 4 b). Lorsqu'elle s'exerce en dehors du noyau, des contraintes de traction dues à la flexion se produisent (fig. 4 c). Elles sont d'autant plus grandes que la force de compression résultante est plus éloignée du noyau.

3. C'est à cause de la sollicitation en flexion surajoutée que les contraintes sont toujours plus grandes du côté comprimé que du côté tendu (fig. 4 b et c). Ceci provient de ce que les contraintes de compression axiale et celles dues à la flexion sont des contraintes longitudinales et s'additionnent. Du côté comprimé, c'est donc la somme des contraintes qui agit, du côté tendu c'est leur différence.

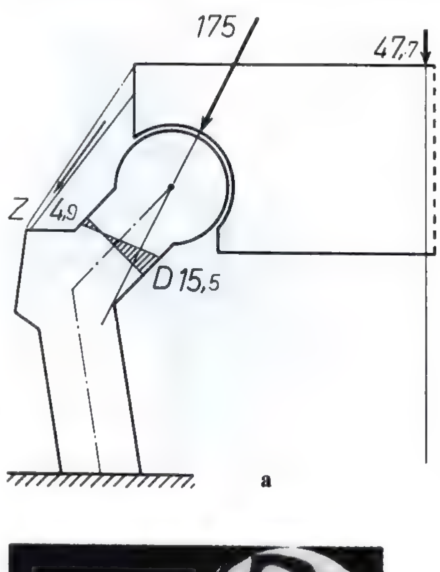






Fig. 5 a–c. Distribution des contraintes et du matériau dans l'extrémité supérieure du fémur, la hanche étant normale. **a** Modèle théorique. Le diagramme de la sollicitation est dessiné dans le col fémoral. *D* contraintes de compression; *Z* contraintes de traction. **b** Radiographie d'un spécimen anatomique. **c** Isochromes dans un modèle photoélastique (= lignes où la grandeur de la sollicitation est la même). Les chiffres aux bords indiquent l'ordre des isochromes

La différence de grandeur des contraintes du côté comprimé et du côté tendu peut revêtir une importance capitale pour l'adaptation fonctionnelle. En effet, apposition et résorption de tissu osseux sont gouvernées par la grandeur des contraintes. «Là où s'exerce une compression ou une traction plus forte, la formation d'os augmente» (Roux, 1920). Par contre, aux endroits qui sont déchargés, du tissu osseux se résorbe «par la concurrence pour le stimulus fonctionnel» (Roux, 1912), c.-à-d. que l'os disparaît par inactivité.

Les observations suivantes en sont des exemples.

Dans une hanche mobile (fig. 5 a), la force de compression résultante s'exerce dans le col fémoral mais à l'extérieur du noyau. Par conséquent, dans l'exemple choisi, il se produit de petites contraintes de traction dans la partie latérale du col (4,9 kg/cm²), des contraintes plus grandes de compression dans sa partie médiale (15,5 kg/cm²).

Lorsque la hanche est ankylosée (fig. 6 a), la sollicitation en flexion surajoutée du col fémoral, due au seul poids du corps, est nettement plus grande parce que celui-ci agit au bout d'un bras de levier plus long que la force de compression résultante dans la hanche mobile (fig. 5 a). En conséquence, les contraintes de compression dues à la sollicitation en flexion surajoutée sont à peu près doublées (de 15,5 kg/cm² elles passent à 31,3 kg/cm²). Les contraintes de traction sont encore augmentées davantage. Elles sont pratiquement

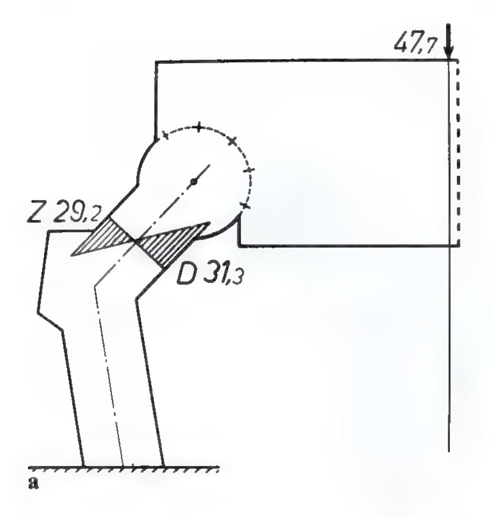






Fig. 6 a–c. Distribution des contraintes et du matériau dans l'extrémité supérieure du fémur, la hanche étant ankylosée. **a** Modèle théorique. **b** Radiographie. **c** Isochromes dans un modèle photo-élastique. Les signes correspondent à ceux de la fig. 5

multipliées par 6 (de 4,9 kg/cm² elles deviennent 29,2 kg/cm²). Ceci provient de ce que, le poids du corps agissant au bout d'un long bras de levier, la distance de la force de compression au noyau du col est beaucoup plus grande que dans une hanche mobile.

Les modèles photo-élastiques illustrant la grandeur et la répartition de la sollicitation du col fémoral (isochromes) (fig. 5 c et 6 c) montrent aussi que, dans la hanche ankylosée, la grandeur des contraintes de traction est proportionnellement beaucoup plus augmentée (σ_Z de 2 à 10) que celle des contraintes de compression (σ_D de 6 à 9).

En concordance avec ce qui précède, comparée à celle d'une hanche normale (fig. 5 b), la radiographie d'une ankylose (fig. 6 b) montre une apposition de tissu osseux beaucoup plus importante dans la partie latérale du col fémoral, côté tendu, que dans la partie médiale, côté comprimé. En conséquence, la corticale latérale du col fémoral d'une hanche ankylosée présente pratiquement la même épaisseur que la corticale médiale.

Cette constatation prouve en même temps que les contraintes de traction provoquent la formation de tissu osseux comme celles de

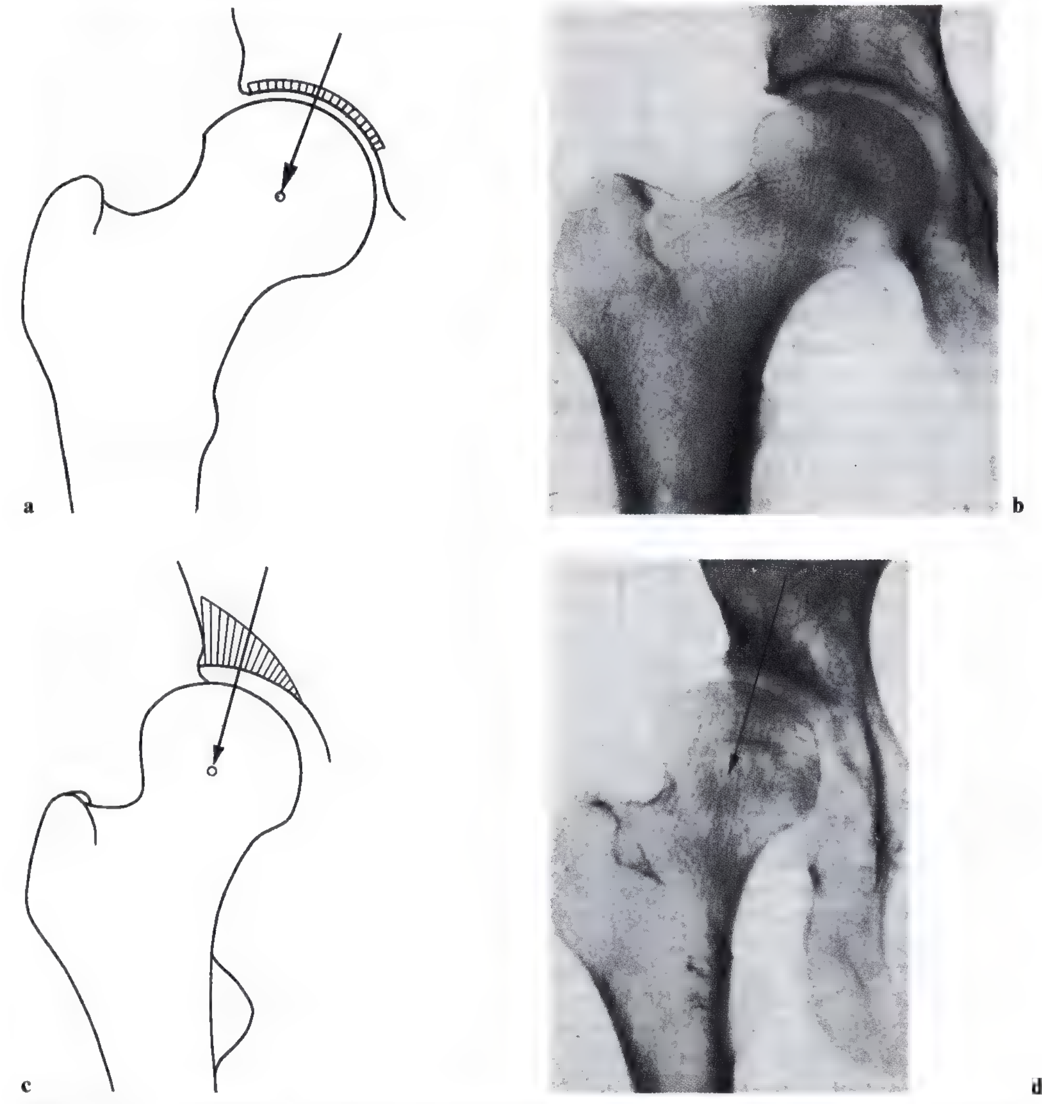


Fig 7 a–d. La condensation osseuse dans le toit du cotyle (sourcil) est proportionnelle à la distribution des contraintes. **a** Diagramme des contraintes de hauteur égale dans le toit du cotyle de la hanche normale. **b** Radiographie de la hanche normale. La condensation dans le toit du cotyle correspond au diagramme de la fig. a. **c** Diagramme triangulaire augmentant de hauteur vers le bord du cotyle lorsque la résultante (flèche) est excentrique. **d** Radiographie du toit du cotyle sollicité excentriquement et présentant une condensation osseuse triangulaire

compression. Cette réalité était mise en doute par Roux (1895) et contestée par M. Jansen (1918).

La radiographie de la hanche ankylosée montre en outre que, dans le grand trochanter (qui, dans une hanche mobile, n'est sollicité que par la traction des muscles abducteurs), la structure interne a disparu par défaut de la sollicitation fonctionnelle, à la suite de l'ankylose.

La deuxième observation où apparaît clairement la réaction quantitative du tissu osseux à la grandeur des contraintes con-

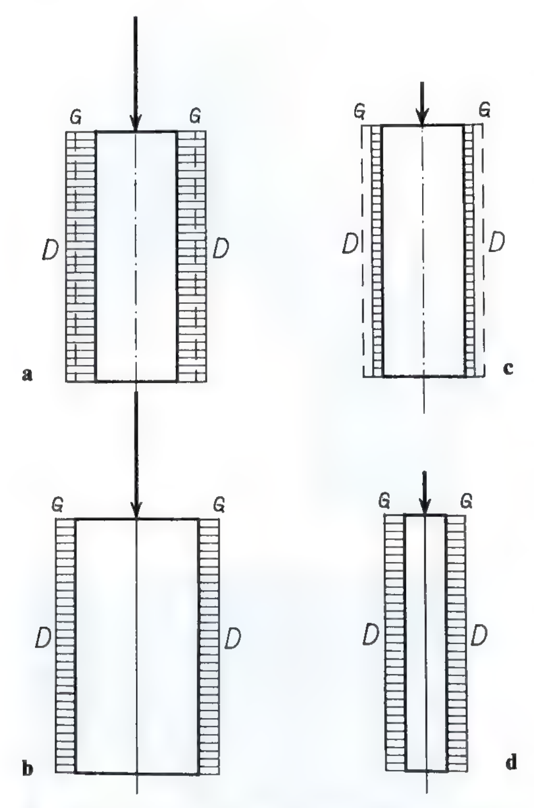


Fig. 8 a–d. Réaction d'une trabécule osseuse hypothétique à une sollicitation axiale, selon le principe de construction. Au-dessus (**a, c**), les trabécules sont dessinées avant le remaniement et ont la même largeur. En dessous (**b, d**), les trabécules après le remaniement. *D* contraintes de compression; *G* contrainte idéale («Grenzspannung» ou «Sollspannung»)

cerne la forme de la densité sous-chondrale dans le toit du cotyle (fig. 7 a–d).

Lorsque la hanche est sollicitée physiologiquement, la pression articulaire est répartie de façon égale sur les surfaces portantes. Le diagramme des contraintes l'indique (fig. 7 a). En conséquence, la sclérose sous-chondrale du toit du cotyle a partout la même épaisseur (fig. 7 b).

Dans la subluxation de la tête fémorale, la pression articulaire est concentrée au bord du cotyle. La sclérose sous-chondrale du toit du cotyle (fig. 7 d) présente alors la même forme triangulaire que le diagramme des contraintes (fig. 7 c).

Après réduction chirurgicale et répartition uniforme de la pression articulaire, par exemple par une ostéotomie varisante d'adduction (P I), la sclérose sous-chondrale triangulaire du toit du cotyle régresse et fait place à un sourcil revêtant la même forme que le diagramme des contraintes dans une hanche normale (fig. 7 a et radiographie fig. 7 b de la hanche sollicitée physiologiquement [1]).

D'après cette observation et une série d'autres, le remaniement du tissu osseux apparaît comme un processus régulier dont la formulation mathématique repose sur les faits suivants.

1. Pour une grandeur bien déterminée de la contrainte, désignée dans la suite comme contrainte idéale (*G*) [2], le remaniement continuel de l'os est tel que résorption et formation s'équilibrent.

2. Si la contrainte dépasse la contrainte idéale, la formation prédomine. Si elle est en dessous de la contrainte idéale, c'est la résorption qui prédomine. Entre les limites de la tolérance à la sollicitation mécanique, résorption et formation sont d'autant plus grandes qu'est plus grande la différence entre la contrainte subie et la contrainte idéale.

3. Les contraintes de traction ont le même effet sur le remaniement de l'os que celles de compression.

Pour le calcul mathématique, le remaniement osseux *U* fut considéré comme une fonction de la différence entre la contrainte réelle σ et la contrainte idéale σ_g [3].

La relation entre la quantité de formation et de résorption et la grandeur de la contrainte n'avait pas encore pu être exactement expliquée. Pour le raisonnement suivant, on

---

[1] Une documentation détaillée des résultats cliniques, équivalant à une expérimentation biologique quant à la théorie biomécanique, est publiée sous forme d'un atlas (PAUWELS, 1973).

[2] Dans les dessins on trouve *G* ou σ_g car auparavant je désignais par ces lettres la «contrainte idéale».

[3] Récemment KUMMER (1971) a mis sur ordinateur cette même loi de la construction en utilisant une formule mathématique adéquate. Il est arrivé fondamentalement aux mêmes résultats de l'adaptation fonctionnelle expliquée ici.

admettra de façon générale que formation et résorption de tissu osseux sont une fonction de la différence entre la grandeur de la contrainte idéale et celle de la contrainte réelle :

$U = f(\sigma - \sigma_g)^n$ [4]

où

U = grandeur du remaniement osseux (apposition ou résorption)
σ = contrainte réelle
σ_g = contrainte idéale («Grenzspannung»)
n = exposant.

Nous étudierons d'abord l'effet fondamental de ce principe de construction de l'os pour différents modes de sollicitation. Si, lors de la sollicitation axiale en compression (fig. 8 a), les contraintes dépassent la contrainte idéale (*G*) indiquée en pointillé, il y a formation de tissu osseux des deux côtés de la colonne jusqu'à ce que les contraintes soient ramenées à la valeur de la contrainte idéale par augmentation du diamètre de la colonne, comme il est représenté à la fig. 8 b.

Dans la colonne 8 c au contraire, les contraintes réelles sont plus petites que la contrainte idéale. Par conséquent, du matériau est résorbé des deux côtés de la colonne jusqu'à ce que les contraintes soient ramenées à la valeur de la contrainte idéale par diminution du diamètre (fig. 8 d).

Lors de la sollicitation axiale en compression, les contraintes de compression ont la même grandeur des deux côtés de la colonne. L'apposition ou la résorption d'os est donc la même des deux côtés et l'élargissement ou le rétrécissement de la colonne sont symétriques. L'axe de celle-ci garde sa position initiale. Si, comme dans la colonne fig. 9 a, la force de compression agit excentriquement, une sollicitation en flexion se surajoute à celle en compression. Les contraintes du côté comprimé sont toujours plus grandes que du côté tendu. En effet, du côté comprimé, c'est la somme des deux types de contraintes (contraintes de compression axiale et contraintes de flexion) qui agit, du côté tendu c'est leur différence. Ceci modifie complètement l'effet remodelant du remaniement osseux.

Les figures suivantes (fig. 9 b–d) illustrent, par étapes, l'effet de la sollicitation en flexion surajoutée, sur le remaniement de l'os dans une colonne massive.

Dans la première colonne (fig. 9 a), à cause de la sollicitation en flexion surajoutée, la contrainte idéale désignée par *G* est plus largement dépassée du côté droit que du côté gauche. Plus de matériau sera donc apposé à droite qu'à gauche. Le remaniement élargit asymétriquement la colonne. L'axe de celle-ci est déplacé parallèlement à lui-même vers la ligne d'action de la force de m en m_1. L'élargissement de la colonne et le raccourcissement du bras de levier de la force de compression diminuent les contraintes. Par conséquent, du côté tendu, celles-ci sont déjà inférieures à la contrainte idéale (*G*) (fig. 9 b). Elles ne dépassent cette dernière que du côté comprimé. Dans une deuxième étape, le remaniement consistera en une apposition de tissu osseux de ce côté et en une résorption du côté tendu. L'axe de la colonne est déplacé davantage vers la ligne d'action de la force de compression (de m en m_1), de telle sorte que le bras de levier de cette force et ainsi la sollicitation en flexion surajoutée sont de nouveau réduits. Etant donné la nouvelle distribution des contraintes, dans une troisième étape il y a moins d'apposition du côté droit et une forte résorption du côté gauche. La distance entre l'axe de la colonne et la ligne d'action de la force est encore réduite, l'axe s'étant rapproché de m en m_1.

Au cours des étapes suivantes, le remaniement progresse de la même façon. Il ne peut s'arrêter que lorsque les contraintes ont atteint la grandeur de la contrainte idéale des deux côtés. Ceci n'arrive que lorsque l'axe de la colonne s'est déplacé jusqu'à la ligne d'action de la force. Alors, la colonne est sollicitée purement en compression et la sollicitation en flexion surajoutée est éliminée, comme l'illustre la dernière figure 9 d.

Lorsque la force de compression s'exerce obliquement par rapport à l'axe de la colonne (fig. 10 a), le remaniement exerce deux effets remodelants fondamentalement différents, selon que la force de compression oblique se trouve en dehors du noyau de la

---

[4] Pour l'ordinateur, KUMMER (1971) a utilisé la formule concrète :
$U = a(\sigma_S - \sigma_u)^2 \cdot (\sigma - \sigma_S) - (\sigma - \sigma_S)^3$
où a est un facteur de proportionnalité, $\sigma_S = \sigma_g$ dans ma façon d'écrire et σ_u est la limite inférieure de tolérance.

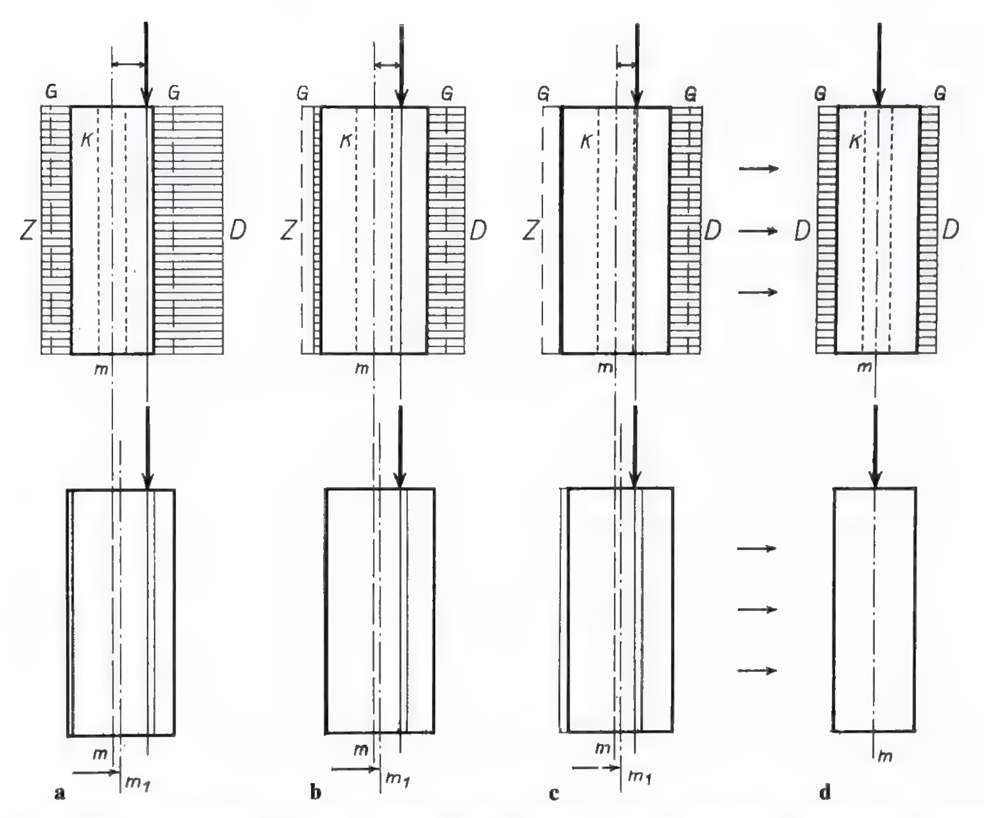


Fig. 9 a–d. Remaniement d'une trabécule osseuse hypothétique sollicitée en flexion par une force de compression longitudinale, selon le principe de construction. *k* noyau de la colonne; *m* axe de la colonne chaque fois avant la nouvelle étape du remaniement; m_1 axe de la colonne chaque fois après l'étape du remaniement; *Z* contraintes de traction. Les autres signes comme pour la fig. 8. (Explication complémentaire dans le texte, page 499)

colonne (fig. 10 a) ou en dedans de celui-ci (fig. 10 b).

Si elle s'exerce en dehors du noyau (fig. 10 a), la grandeur des contraintes augmente de haut en bas des deux côtés de la colonne. A cause de la sollicitation en flexion surajoutée à celle en compression axiale, les contraintes sont toujours plus grandes du côté droit, comprimé, que du côté gauche, tendu. La différence entre les grandeurs de ces contraintes est toutefois la même à chaque niveau. En effet, elle dépend de la grandeur des contraintes dues à la compression axiale qui, elles, sont partout égales. Par conséquent, dans une première étape, le remaniement élargit la colonne en cône dans sa partie inférieure. Malgré la direction oblique de la force de compression, l'axe de la colonne se déplace parallèlement à lui-même vers la ligne d'action de la force, de *m* en m_1.

Le remaniement exerce un effet fondamentalement différent lorsque la ligne d'action de la force se trouve entièrement dans le noyau de la colonne (fig. 10 b). Il ne se produit alors que des contraintes de compression. Du côté droit de la colonne, leur grandeur augmente de haut en bas, du côté gauche au contraire de bas en haut. Cette distribution des contraintes provoque une réorientation de l'axe de la colonne par apposition et résorption, ceci jusqu'à ce que cet axe coïncide avec la ligne d'action de la force oblique. La sollicitation en flexion surajoutée est ainsi éliminée par le pivotement de la colonne dans la direction de la force.

Il ressort de ces exemples que, dans une colonne *massive,* le remaniement doit toujours progresser jusqu'à ce que les contrain-

tes aient la même grandeur des deux côtés de la colonne. Ceci s'obtient soit par un déplacement de l'axe de la colonne parallèlement à lui-même, soit par une réorientation suivant la direction de la force de compression. Lorsque les contraintes de bord de la colonne sont les mêmes, la sollicitation en flexion surajoutée est complètement éliminée. Il ne reste alors qu'une compression axiale. C'est la plus petite sollicitation possible. Le remaniement a ainsi réduit à un minimum la quantité de matériau nécessaire à la résistance.

Ce qui précède indique les différents effets du principe de construction de l'os pour différents modes de sollicitation. Il faut maintenant mentionner un fait d'importance fondamentale pour l'adaptation fonctionnelle: le principe de construction de l'os exerce un effet essentiellement différent sur une colonne massive (avec laquelle on peut comparer la trabécule spongieuse) et sur un tube (l'os long). Jusqu'à présent, aucune explication causale satisfaisante n'en avait été donnée, pas plus que pour la structure trajectorielle du tissu spongieux.

Les figures 9 a–d décrivaient en détails les trois premières étapes du remaniement, illustrant ainsi la réaction de l'os à une sollicitation en flexion surajoutée, dans une colonne massive. La figure 11 a illustre le résultat du remaniement complet. La description de celui-ci par étapes successives montre que, sous l'effet du principe de construction de l'os, l'axe de la colonne se déplace vers le côté comprimé jusqu'à ce que les contraintes aient atteint la même grandeur des deux côtés de la colonne et que l'axe de celle-ci coïncide avec la force de compression qui lui était primitivement excentrique. Ainsi la sollicitation en flexion surajoutée est complètement éliminée. La colonne est alors sollicitée purement en compression et subit la plus petite sollicitation possible, exigeant un minimum de matériau.

Contrairement à ce qui se passe dans une colonne massive, dans un tube, les parois (corticales) réagissent indépendamment l'une de l'autre à la valeur locale des contraintes, c.-à-d. à la grandeur des contraintes de compression et de traction dues à la sollicitation en flexion surajoutée. Elles réagissent par apposition et résorption jusqu'à ce que, des deux côtés du tube, la grandeur de la contrainte idéale soit atteinte. Ainsi l'épaisseur de la corticale s'adapte à la grandeur des contraintes de compression et de traction (fig. 11 b).

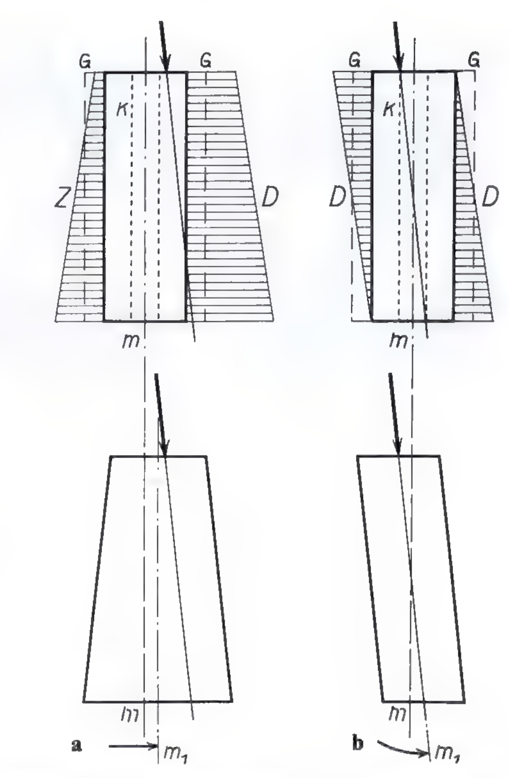


Fig. 10 a et b. Remaniement d'une trabécule osseuse hypothétique sous l'effet d'une force de compression oblique par rapport à l'axe de la trabécule, selon le principe de construction. **a** La ligne d'action de la force se trouve en dehors et du même côté du noyau dans toute la longueur de la colonne. **b** La ligne d'action de la force croise le noyau et l'axe de la trabécule. En haut, la trabécule est représentée avec son diagramme des contraintes avant le remaniement, en bas après le remaniement. Tous les signes comme pour la fig. 9. (Explication détailée dans le texte, page 499)

La modification relativement petite de l'épaisseur de la corticale ne change pratiquement pas ou ne change que très peu la longueur du bras de levier de la flexion (*V*). Par conséquent, dans un os tubulaire (contrairement à ce qui se passe dans la colonne massive, la trabécule spongieuse), la sollicitation en flexion surajoutée *n'est pas* éliminée par le principe de construction et l'axe de l'os n'est pas modifié. De ce dernier dépend le fonctionnement normal des pièces du sque-

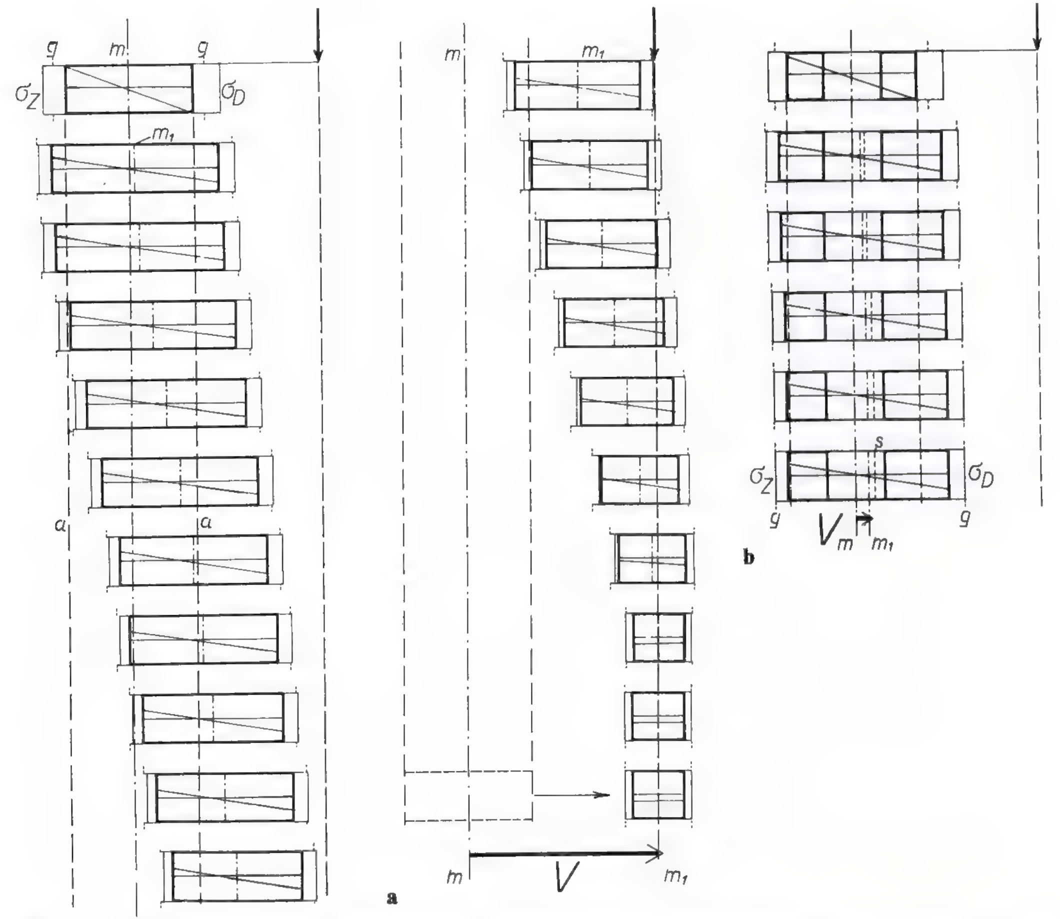


Fig. 11 a et b. Comparaison du remaniement d'une trabécule osseuse massive hypothétique **a** et d'un tube osseux hypothétique **b**, selon le même principe de construction. Ici les contraintes de compression sont désignées par σ_D et celles de traction par σ_Z. *V* déplacement de l'axe de la trabécule et du tube durant l'ensemble du remaniement. La contrainte idéale est ici désignée par *g*. Tous les autres signes comme pour la fig. 9. (Explication détaillée dans le texte, page 501)

lette (voir l'influence de l'angle cervico-diaphysaire sur la grandeur et la qualité de la sollicitation de l'extrémité supérieure du fémur, Pauwels 1973).

Connaissant les effets respectifs du principe de construction de l'os sur une colonne massive et sur un tube, nous analyserons maintenant en détail l'effet remodelant de ce principe sur un tissu spongieux désordonné. Nous constaterons avec surprise qu'il entraîne forcément l'arrangement trajectoriel du tissu spongieux (W. Roux, 1895) et la réorientation de celui-ci sous l'effet d'un changement de forme et de sollicitation (J. Wolff, 1892). Ces faits n'avaient pu être expliqués de façon satisfaisante ni par Roux ni par de nombreux autres auteurs [5] au cours des cent dernières années. Ils sont la conséquence obligatoire du principe de construction de l'os.

Pour pouvoir suivre l'effet de ce principe sur le tissu spongieux désordonné, il faut d'abord connaître la distribution quantitative des contraintes dans une trabécule de ce tissu. L'effet remodelant du principe de construction en dépend. La sollicitation du

[5] von Meyer (1867), Wolff (1892), Gebhardt (1910), Triepel (1922), Petersen (1930), Benninghoff (1931), Küntscher (1935).

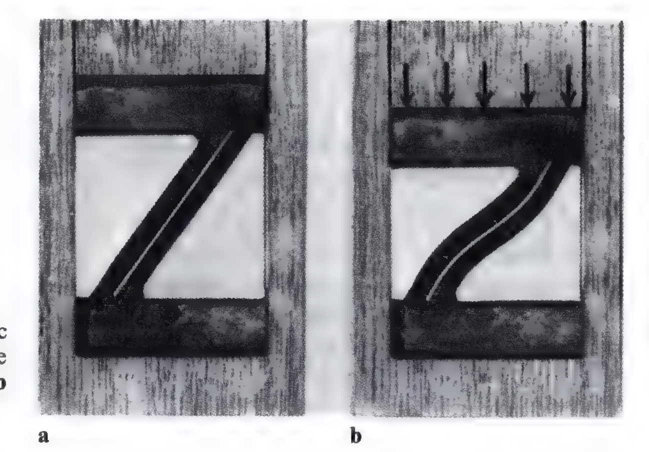
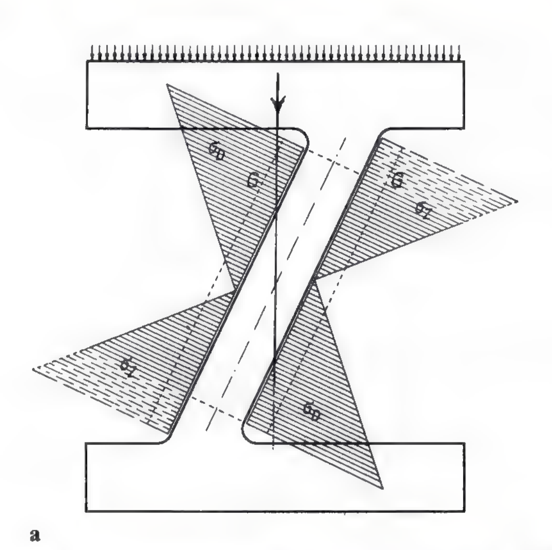
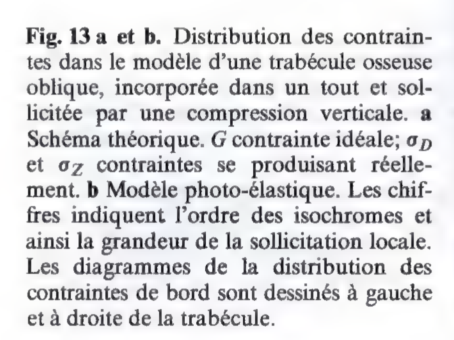

a b

Fig. 12 a et b. Modèle de caoutchouc d'une trabécule osseuse oblique sollicitée par une force verticale. **a** Stade initial. **b** Déformation en *S* après la compression


a


b


Fig. 13 a et b. Distribution des contraintes dans le modèle d'une trabécule osseuse oblique, incorporée dans un tout et sollicitée par une compression verticale. **a** Schéma théorique. *G* contrainte idéale; σ_D et σ_Z contraintes se produisant réellement. **b** Modèle photo-élastique. Les chiffres indiquent l'ordre des isochromes et ainsi la grandeur de la sollicitation locale. Les diagrammes de la distribution des contraintes de bord sont dessinés à gauche et à droite de la trabécule.

tissu spongieux est essentiellement la même que celle d'un treillis soumis à une compression répartie en plusieurs points. Elle peut être simplement illustrée par la déformation que subit le modèle en caoutchouc d'une trabécule d'os spongieux oblique par rapport à la compression.

Le modèle de caoutchouc (fig. 12 a) est disposé entre deux planchettes parallèles et est comprimé par un coulisseau, de sorte que, comme dans la trame du tissu spongieux, la trabécule oblique ne peut pas basculer latéralement et les deux traverses ne peuvent tourner. Dans ces conditions, la trabécule s'incurve en S, c.-à-d. en sens opposés dans sa moitié supérieure et dans sa moitié inférieure (fig. 12 b). Au centre, la sollicitation en flexion surajoutée y est nulle. Par conséquent, la force de compression résultante doit passer par là (fig 13 a). A partir de ce point central exempt de flexion, la grandeur de la sollicitation en flexion augmente vers le bas et vers le haut. Les diagrammes (fig. 13 a) montrent la façon caractéristique dont sont réparties les contraintes. La figure 13 b indique leur distribution quantitative dans une trabécule d'un modèle photo-élastique représentant une petite zone de tissu spongieux. Les diagrammes des contraintes obtenus à partir des isochromes sont dessinés en blanc. Ils montrent la distribution des contraintes de bord dans la trabécule étudiée. Il est caractéristique que les points sans contraintes, aux bords de la trabécule, se trouvent à des niveaux différents, de part et d'autre de celle-ci (voir fig. 14).

La distribution des contraintes de bord dans la trabécule étant ainsi expliquée, nous pouvons maintenant analyser en détail le remaniement d'une trabécule située obliquement par rapport à la force de compression. Pour simplifier l'illustration, la trabécule est verticale dans la fig. 14 et la force exercée est oblique, ce qui revient au même. Dans les schémas, a et c représentent la distribution des contraintes, b et d la forme de la trabécule après le remaniement.

A mi-hauteur de la trabécule (fig. 14 a), entre les deux points sans contraintes – niveaux où la force de compression croise la limite du noyau – la force de compression se trouve dans le noyau. Au-dessus et en dessous de cette zone elle est située en dehors du noyau. Comme il est expliqué plus haut (fig. 10 b), dans sa partie centrale la trabécule se remanie et s'oriente suivant la direction de la force. Au-dessus et en dessous par contre, son axe se déplace parallèlement à lui-même vers la ligne d'action de la force, de A_1 en A_2. Les extrémités de la trabécule s'élargissent en cônes sous l'effet de la sollicitation en flexion surajoutée. La réorientation de la partie centrale de la trabécule, de même que l'élargissement et le déplacement parallèle des extrémités de celle-ci, font qu'après la première étape du remaniement, la ligne d'action de la force est ramenée dans le noyau sur une plus grande longueur (fig. 14 b). Par conséquent, dans une deuxième étape (fig. 14 c et d), la partie centrale de la trabécule, qui pivote et prend la direction de la force, est plus longue. En même temps, les extrémités de la trabécule sont davantage déplacées vers la ligne d'action de la force, de A_2 en A_3.

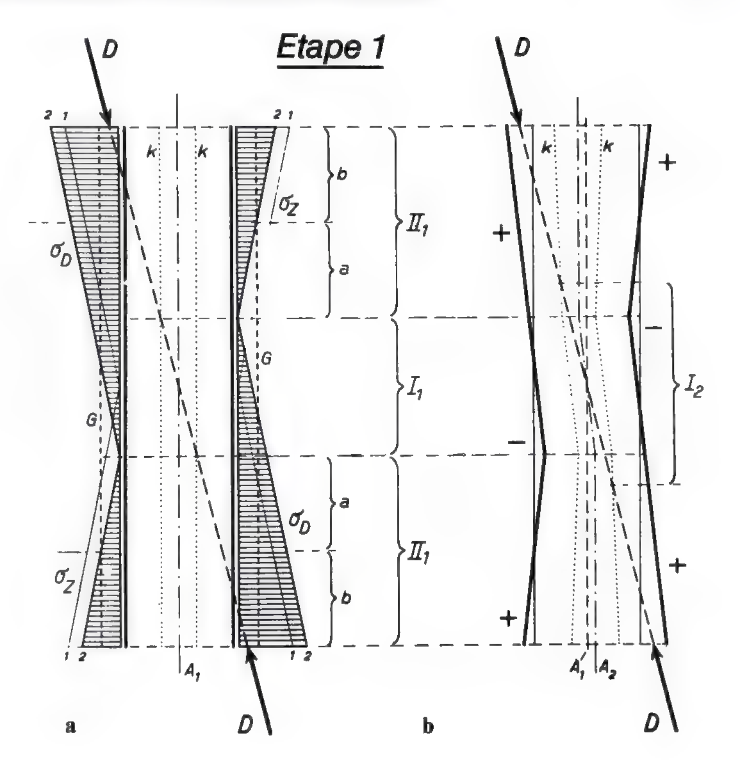
Ces deux effets ramènent de nouveau la ligne d'action de la force dans le noyau, sur une plus grande longueur au-dessus et en dessous de la partie centrale. Ainsi, dans une troisième étape du remaniement, la partie de la trabécule qui se réoriente suivant la ligne d'action de la force est de nouveau plus longue. Le remaniement progresse de la même façon au cours des étapes suivantes jusqu'à ce que l'axe de la trabécule coïncide dans sa totalité avec la ligne d'action de la force de compression. A ce moment, la trabécule est limitée par des contours parallèles.

Pour donner une vue d'ensemble du remaniement, j'ai décrit et dessiné les différentes étapes de celui-ci suivant un processus simplifié. Cette illustration (fig. 15 a–g) présente les caractéristiques suivantes.

1. La réorientation de la trabécule suivant la ligne d'action de la force commence dans la partie centrale et de là se propage vers les extrémités.

2. Dès la première étape du remaniement, les contraintes maximales sont si fortement diminuées qu'en aucun endroit elles ne dépassent plus de façon notable la contrainte idéale.

Ainsi la résistance indispensable est très rapidement atteinte. L'exemption complète de flexion et l'économie maximale de matériau qu'elle entraîne ne sont réalisées que relativement tard, après de nombreuses étapes du remaniement. Sans aucun doute, l'os se



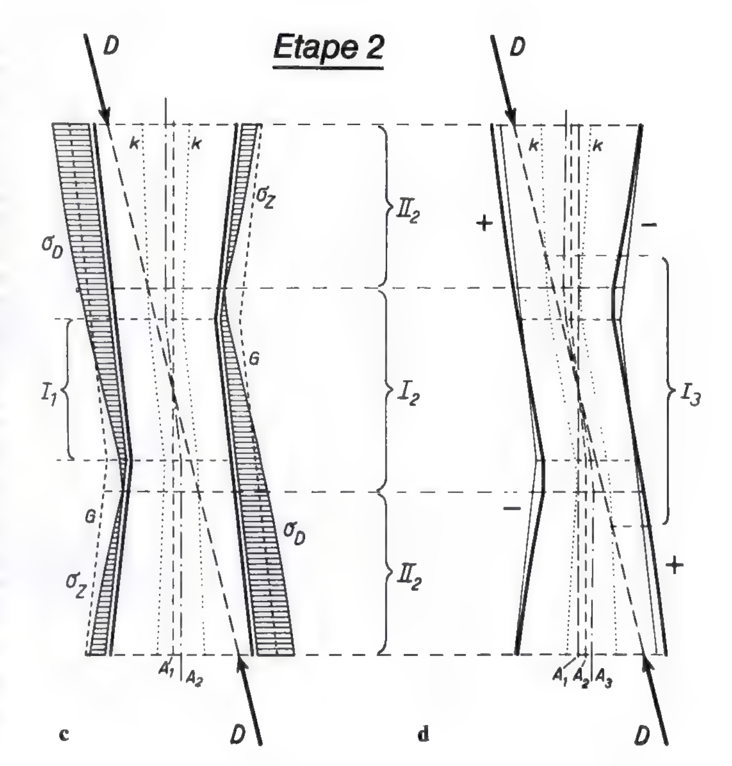


Fig. 14 a–d. Schéma détaillé du remaniement théorique d'une trabécule osseuse hypothétique sollicitée par une force de compression (*D*) oblique par rapport à l'axe de la colonne (*A*). **a** Stade initial. **b** Forme de la trabécule après la première étape du remaniement. **c** Distribution des contraintes après la première étape du remaniement. **d** Forme de la trabécule après la deuxième étape du remaniement. Les signes sont en général les mêmes qu'à la fig. 11. La formation d'os est désignée par +, la résorption par –. Dans la zone *I*, la ligne d'action de la force est dans le noyau de la trabécule, dans les zones *II* en dehors. Dans les zones *a*, la contrainte réelle σ est inférieure à la contrainte idéale *G* (zones de résorption). Dans les zones *b*, elle lui est supérieure (zones d'apposition). Les différentes positions de l'axe de la trabécule sont désignées par A_1 à A_3. (Explication détaillée dans le texte, page 504)

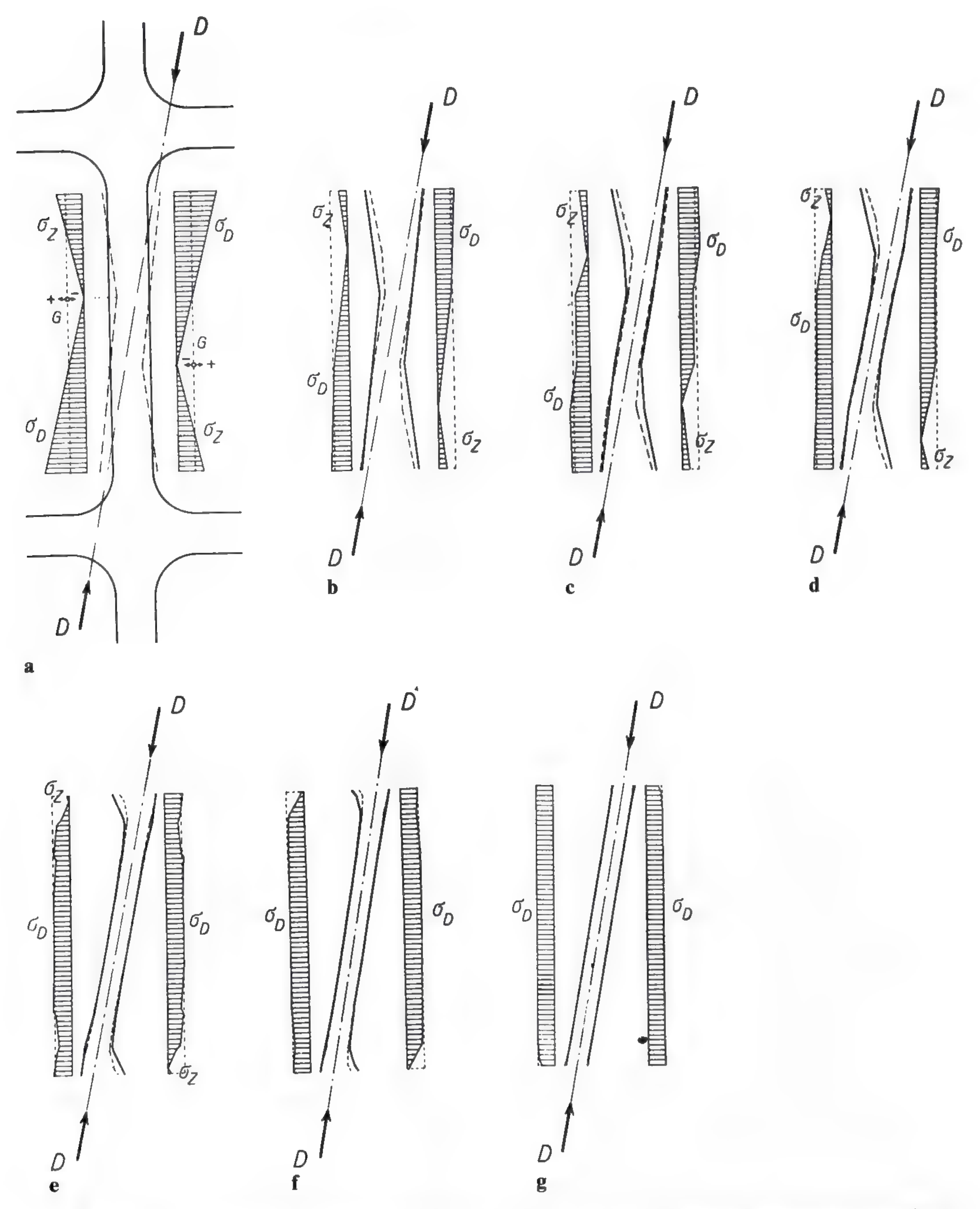


Fig. 15 a–g. Vue complète du remaniement par étapes d'une trabécule osseuse hypothétique sollicitée en flexion par une force de compression *D* oblique par rapport à l'axe de la trabécule, selon le principe de construction. Tous les signes comme pour la fig. 14. (Explication détailée dans le texte, page 504)

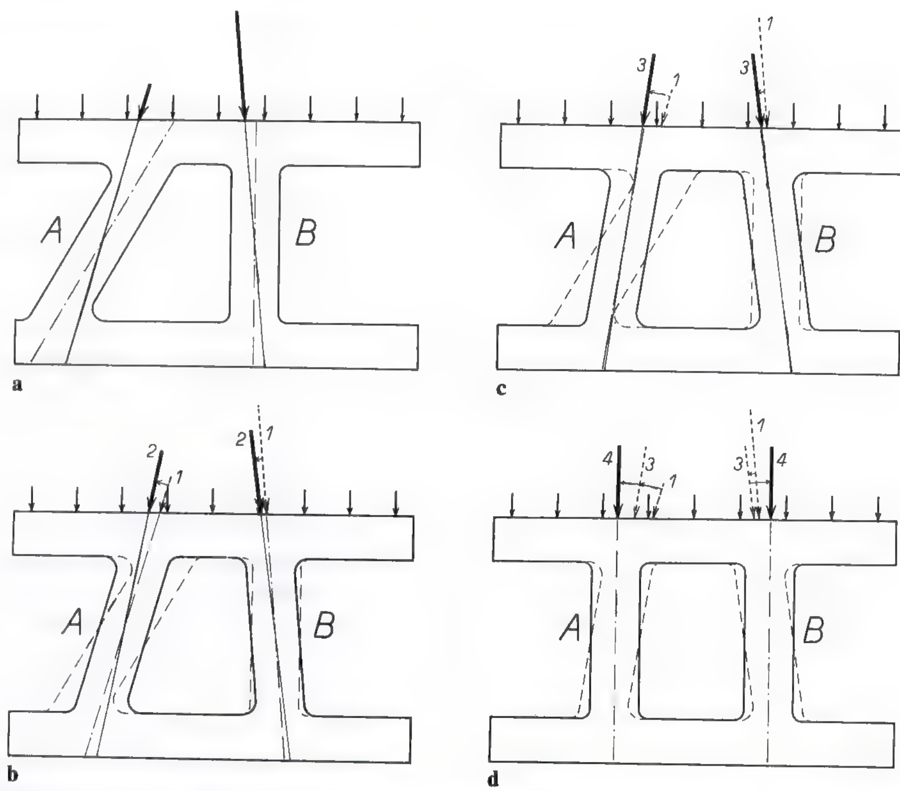


Fig. 16 a–d. Sollicitation de deux trabécules osseuses hypothétiques dans un treillis rigide. Les deux trabécules *A* et *B* se réorientent progressivement sous l'effet du principe de construction. En même temps, les directions des forces partielles sollicitant les trabécules modifient leur direction (1–4). (Explication détaillée dans le texte, page 507)

construit en assurant d'abord sa solidité et seulement ensuite sa légèreté.

Comme le montrent ces analyses, sous l'effet du principe du remaniement de l'os, une trabécule, oblique par rapport à une force de compression agissant immédiatement sur elle, se réoriente complètement suivant la ligne d'action de cette force. Mais ainsi elle n'est pas encore orientée trajectoriellement. En effet, dans le tissu spongieux désordonné, la force de compression agissant sur une trabécule particulière a une direction complètement différente de celle des trajectoires observées dans un modèle massif (fig. 23 a et c).

Déjà lorsqu'il n'y a que deux trabécules orientées différemment sous une travée commune, la force de compression agissant sur chacune d'elles suit une direction complètement différente de celle des trajectoires verticales dans le modèle massif (fig. 16 a). Par conséquent, après s'être orientées suivant la direction de la force de compression agissant directement sur elles, les trabécules ne seraient pas arrangées trajectoriellement.

La poursuite de l'analyse fait apparaître une autre conséquence du principe de construction : lors du redressement progressif de la trabécule suivant la direction de la force de compression agissant sur elle, cette force de compression ne reste pas constante. Elle se modifie régulièrement et se rapproche graduellement de la direction des trajectoires du modèle massif, jusqu'à ce que sa direction et celle de la trabécule correspondent simultanément à celle des trajectoires dans le modèle massif. La sollicitation en flexion est alors éliminée et le remaniement de l'os se termine. Les fig. 16 a–d illustrent ce processus. Dans cette analyse, la trabécule, sous l'effet du principe de construction de l'os, se

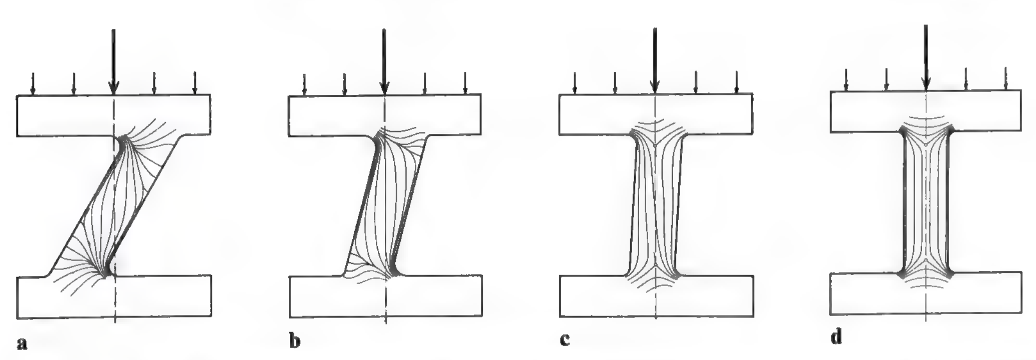


Fig. 17 a–d. Réorientation des trajectoires des contraintes de compression suivant l'axe de la trabécule lorsque cette dernière se réaligne progressivement dans la direction de la force sollicitante. Représentation graphique d'une expérience photo-élastique. (Explication complémentaire dans le texte)

remanie d'abord par étapes successives et s'oriente suivant la direction de la force de compression exercée sur elle. Ensuite, on calcule pour chaque étape, le changement de direction de cette force agissant sur la trabécule, provoqué par la réorientation de celle-ci.

Après la première étape du remaniement (fig. 16 b), les lignes d'action des forces de compression exercées sur les trabécules de la fig. 16 ont pivoté de *1* à *2*. Après deux changements de direction des trabécules, elles sont passées de *1* à *3* (fig. 16 c). Après de nombreuses réorientations ultérieures des trabécules, les lignes d'action des forces de compression se sont finalement déplacées de *1* à *4* (fig. 16 d). Après élimination de la sollicitation en flexion surajoutée, elles se sont orientées, de même que les axes des trabécules, suivant la direction des trajectoires dans le modèle massif. La force de compression exercée sur chacune des deux trabécules atteint alors la même grandeur.

L'étude de modèles photo-élastiques (fig. 24) confirme cette interdépendance régulière. Comme cette étude le montre, à la suite de la réorientation de la trabécule suivant la direction des trajectoires du modèle massif, la force de compression qui agissait obliquement sur cette trabécule s'est elle aussi réorientée suivant la direction verticale des trajectoires.

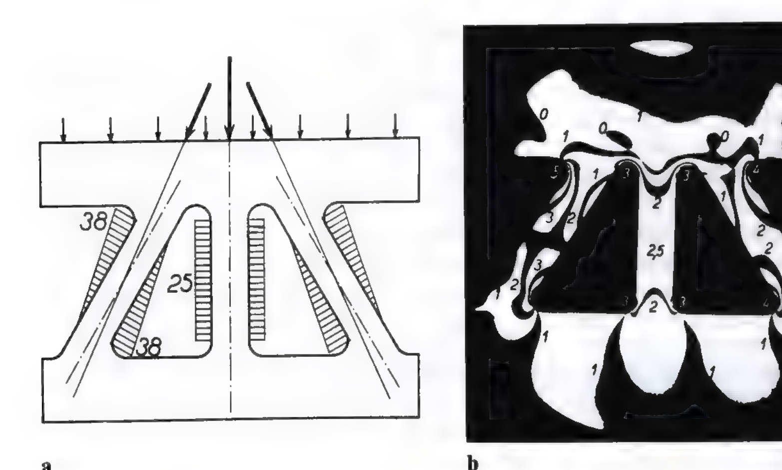


Fig. 18 a et b. Expérience photo-élastique montrant la distribution des contraintes dans trois trabécules d'un treillis. Les trabécules obliques par rapport à la force sollicitante subissent la sollicitation maximale. Celle qui se trouve dans la direction de la force sollicitante subit la sollicitation minimale. **a** Schéma avec les diagrammes des contraintes. **b** Les isochromes dans le modèle photo-élastique

Ces deux conséquences du principe du remaniement (orientation de la trabécule suivant la direction de la force et réorientation de la force suivant les trajectoires du modèle massif) en entraînent une troisième qui réalise la structure trajectorielle du tissu spongieux. C'est l'arrangement des trajectoires qui, dans le tissu spongieux désordonné, ont un parcours complètement aberrant, suivant la direction des trajectoires du modèle massif. Ceci résulte nécessairement du fait que l'angle formé par la direction de la compression et l'axe de la trabécule se réduit de plus en plus durant la réorientation de cette dernière. Finalement, les deux directions, celle de la compression et celle de l'axe trabéculaire, coïncident avec celle des trajectoires dans le modèle massif. Cette réorientation de la trabécule est représentée par la recherche photo-élastique des trajectoires reprise aux fig. 17 a à d. On y observe qu'au cours du redressement progressif de la trabécule, les trajectoires se rapprochent de plus en plus de la direction de l'axe de cette trabécule et ainsi de la direction des trajectoires du modèle massif. Elles sont identiques à celles-ci lorsque la réorientation de la trabécule est terminée.

Ainsi, contrairement à ce qui était généralement admis, ce ne sont pas les trajectoires qui orientent la trabécule. C'est exactement l'inverse. C'est le remaniement de la trabécule qui oriente les trajectoires.

Le principe de construction entraîne comme conséquence immédiate l'orientation de la trabécule suivant la direction de la force de compression agissant initialement sur cette trabécule. La réorientation de celle-ci provoque de son côté, et simultanément, un changement de direction de la force de compression grâce auquel le bras de levier de cette force est raccourci. Ceci favorise et accélère l'élimination de la sollicitation en flexion. Comme résultat final, la trabécule est orientée dans la direction des trajectoires du modèle massif.

Pour vérifier et compléter les analyses, depuis 1938 j'expérimente sur des modèles photo-élastiques. Ceux-ci, bien adaptés aux problèmes biomécaniques, donnent des résultats surprenants. Pour les utiliser avec succès, il faut connaître les bases de la théorie de l'élasticité, les possibilités et les limites de la mise en évidence optique de la distribution quantitative et de la direction des contraintes. Il faut aussi en maîtriser la technique. A ces conditions, l'expérimentation sur modèles photo-élastiques est supérieure à n'importe quelle autre méthode pour observer et mettre en évidence l'état de contrainte de l'os. C'est ainsi qu'entre autres, les expériences sur modèles photo-élastiques ont confirmé que l'explication donnée par ROUX de l'orientation trajectorielle de l'architecture spongieuse n'est pas satisfaisante, surtout parce qu'elle repose sur une méconnaissance de la sollicitation mécanique du tissu spongieux (de même que le travail de ROUX sur l'ankylose du genou : ROUX, 1887).

D'après ROUX (1895, 1920) :

1. «les trabécules osseuses se trouvant par hasard dans la direction de la compression seraient plus fortement comprimées et, par conséquent, aussi plus fortement développées.» Il en serait de même
2. des trabécules ne s'éloignant que peu de cette direction ... Dans la mesure cependant où les trabécules se trouvant dans la direction de la compression principale sont plus fortement développées, elles doivent décharger
3. les autres trabécules dont la direction s'éloigne fortement de celle de la compression. En conséquence celles-ci, à la suite de la «concurrence pour le stimulus fonctionnel» seraient résorbées et, après leur disparition physiologique, ne se reconstitueraient plus. «Lorsque la direction de la compression est constante, il ne reste finalement que des trabécules dans la direction de la plus grande compression.» Ainsi, d'après ROUX, l'orientation trajectorielle du tissu spongieux reposerait avant tout sur une sélection.

Il est vrai que les trabécules qui, par hasard, se trouvent dans la direction de la compression supportent une plus grande force de compression que celles qui lui sont obliques (fig. 18 a et b). Mais par contre il n'est pas exact que, sous l'effet de cette force de compression plus élevée, les trabécules se trouvant dans la direction de la compression se développent plus que les travées obliques. En effet, pour la formation de tissu osseux, *ce n'est pas* la grandeur de la force de compression agissant *sur la trabécule* qui est décisive, mais uniquement la grandeur de la *sollicitation* mécanique, des contraintes qui sont pro-

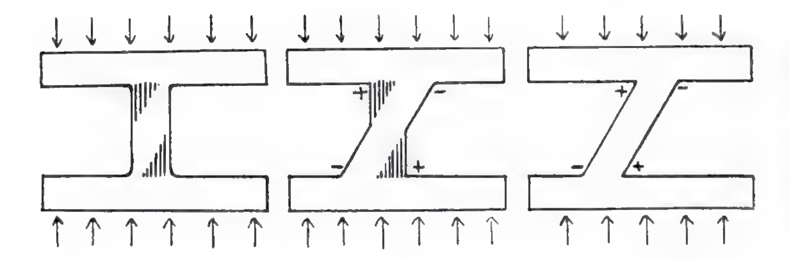


Fig. 19. Conception de Roux concernant le remaniement d'une trabécule osseuse oblique par rapport à la direction de la force (d'après Roux, 1912; explication complémentaire dans le texte, page 510)

voquées dans la trabécule par la force de compression.

Les trabécules se trouvant dans la direction de la force de compression sont sollicitées axialement en compression. Elles subissent ainsi la plus petite sollicitation possible. Celles qui sont obliques par rapport à la direction de la compression subissent une sollicitation beaucoup plus grande sous l'effet de la flexion surajoutée à la compression. Par conséquent, elles doivent d'abord se développer davantage et se remanier ensuite trajectoriellement.

Il faut en outre réfuter l'assertion de Roux (1920) d'après laquelle la réorientation trajectorielle d'une trabécule oblique par rapport à la direction de la compression provient de ce que les contraintes au niveau de l'angle aigu (+) sont toujours considérablement plus grandes qu'au niveau de l'angle obtus (–) (fig. 19). Ainsi, dans la région de l'angle aigu, plus de tissu osseux serait apposé que dans celle de l'angle obtus où le tissu osseux serait résorbé. L'orientation trajectorielle de la trabécule progresserait donc des extrémités de celle-ci vers son milieu.

Au contraire, comme on peut l'établir, la grandeur des contraintes n'est pas unique-

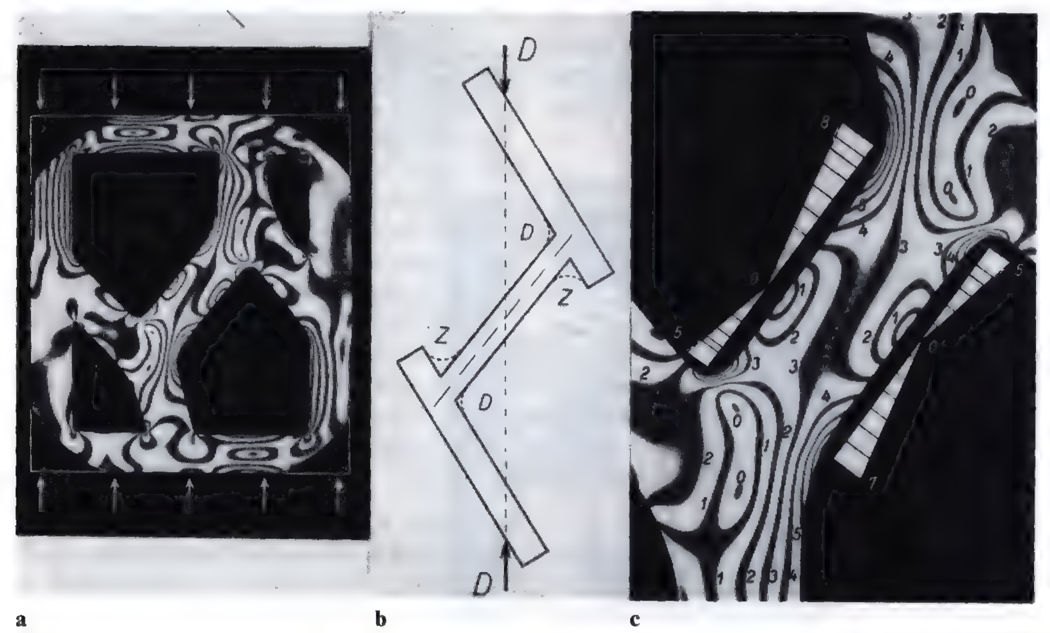


Fig. 20 a–c. Aux noeuds d'un treillis, la contrainte peut occasionnellement être plus grande dans l'angle obtus que dans l'angle aigu. **a** Vue générale du modèle photo-élastique. **b** Schéma de la trabécule centrale. *D* compression; *Z* traction. **c** Agrandissement de la partie centrale du modèle photo-élastique. L'ordre des isochromes et les diagrammes des contraintes sont indiqués de part et d'autre de la trabécule. (Explication complémentaire le texte, page 510)

ment déterminée par l'ouverture de l'angle (par effet d'entaille) mais finalement par la situation de la force de compression résultante, par rapport à la trabecule. C'est ainsi que, comme le dessin et l'expérience photoélastique fig. 20 a–c le montrent, les plus grandes contraintes peuvent se produire dans l'angle obtus et les plus petites dans l'angle aigu. En outre, l'analyse des fig. 14 et 15 indique que la réorientation de la trabécule doit commencer au centre de celle-ci et non à ses extrémités.

Pour vérifier par une expérience photoélastique l'effet du principe de construction sur un tissu spongieux non orienté, le modèle en matière plastique d'une petite zone de cette spongieuse désordonnée (fig. 21 a à d) a été mis en charge de façon adéquate.

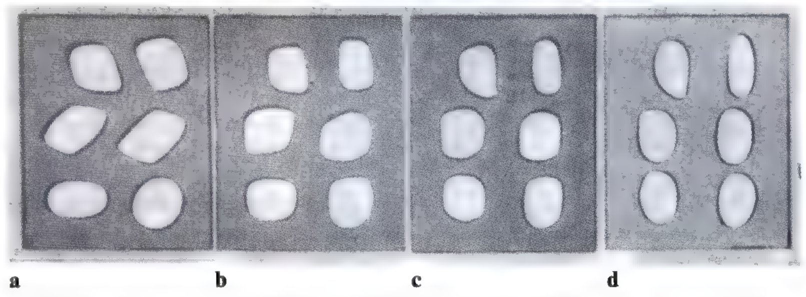
Les isochromes (fig. 22 a) montrent la distribution quantitative des contraintes de bord. La trabécule centrale de ce modèle est représentée agrandie à la fig. 13 b. Des deux côtés de cette trabécule, la distribution quantitative des contraintes de bord est indiquée par les diagrammes en blanc. En accord avec la théorie (fig. 14), ceux-ci montrent que les points sans contraintes à partir desquels le remaniement commence se trouvent, dans le modèle également, aux bords de la partie moyenne de la trabécule et à des niveaux différents. Ceci confirme le raisonnement théorique d'après lequel le redressement de la trabécule, selon le principe de construction, commence dans la partie moyenne et à des niveaux différents sur chacun des côtés. A partir de là, il progresse graduellement vers les extrémités.

Sur un dessin agrandi de l'image des isochromes du premier modèle (fig. 22 a), l'apposition et la résorption osseuse furent réalisées d'après la loi de construction de l'os. A partir du résultat obtenu, un nouveau modèle fut construit (fig. 21 b). Ce nouveau modèle présentait donc la forme de la trabécule après la première étape du remaniement.

La fig. 22 b montre les isochromes dans le modèle remanié et la fig. 21 c le troisième modèle réalisé à partir de la nouvelle distribution des contraintes. Il est clair que l'axe des trabécules s'est déjà rapproché de la verticale, c.-à-d. de la direction des trajectoires dans le modèle massif.

Le remaniement fut effectué trois fois de la même façon et alors interrompu car cette expérience prend un temps considérable. Mais, déjà après la troisième étape du remaniement que montre le dernier modèle (fig. 21 d), les trabécules se sont rapprochées fortement de la direction verticale des trajectoires du modèle massif. Elles se sont alignées au point que les deux trabécules inférieures ont déjà un axe commun. Seule la supérieure est encore un peu en dehors de cet axe.

Les images trajectorielles obtenues dans le premier et dans le dernier modèle photoélastique (fig. 23 a et b) montrent qu'en même temps que la trabécule se redresse, l'ensemble du flux de contraintes, primitivement désordonné, s'est considérablement rapproché de la direction des trajectoires du modèle massif (fig. 23 c). Les trois effets de la loi de construction de l'os apparaissent dans la tra-

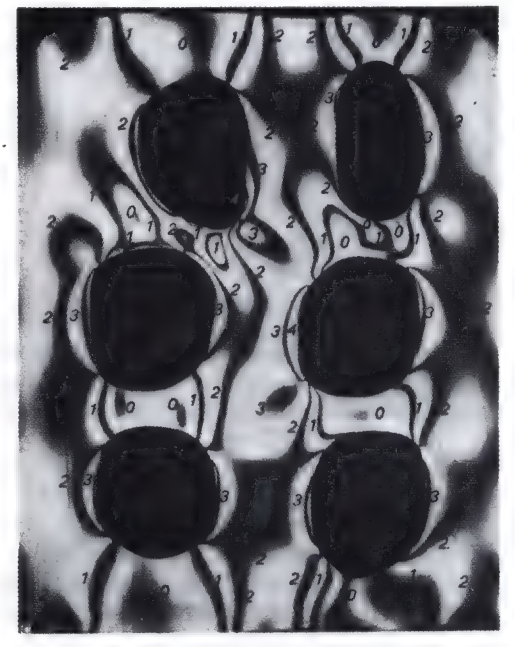


a b c d

Fig. 21 a–d. Série de modèles représentant le remaniement théorique de trabécules irrégulièrement orientées. De **a** à **d**, dans chaque modèle, les trabécules sont modifiées par rapport au modèle précédent, par addition ou soustraction à leur contour, selon le principe de construction. (Explication détaillée dans le texte, page 511)



a



c



b

Fig. 22 a–c. Expérience photo-élastique sur les modèles représentés aux fig. 21 a, b et c. Les chiffres indiquent l'ordre des isochromes et ainsi la grandeur de la sollicitation locale

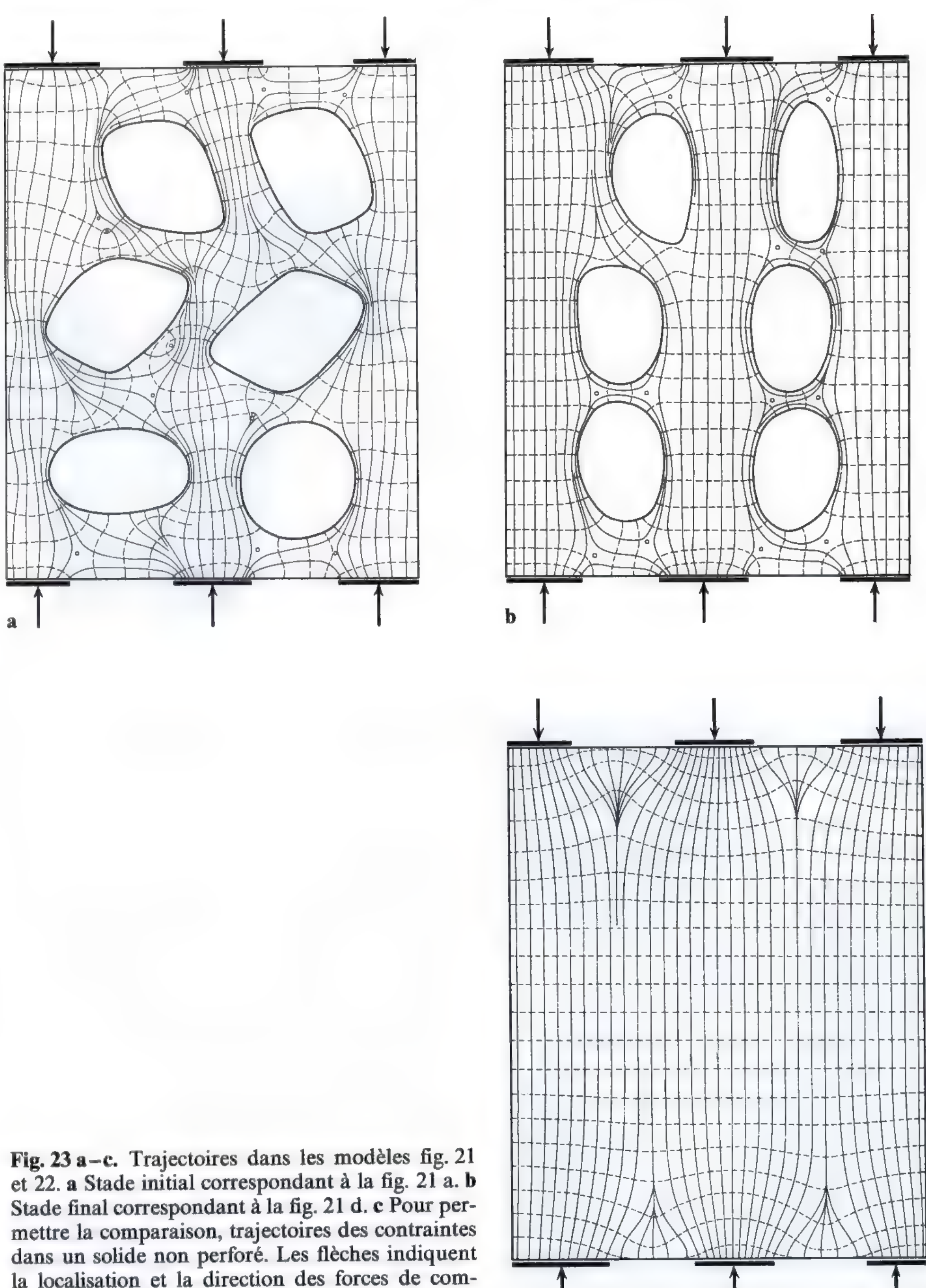


Fig. 23 a–c. Trajectoires dans les modèles fig. 21 et 22. **a** Stade initial correspondant à la fig. 21 a. **b** Stade final correspondant à la fig. 21 d. **c** Pour permettre la comparaison, trajectoires des contraintes dans un solide non perforé. Les flèches indiquent la localisation et la direction des forces de compression utilisées

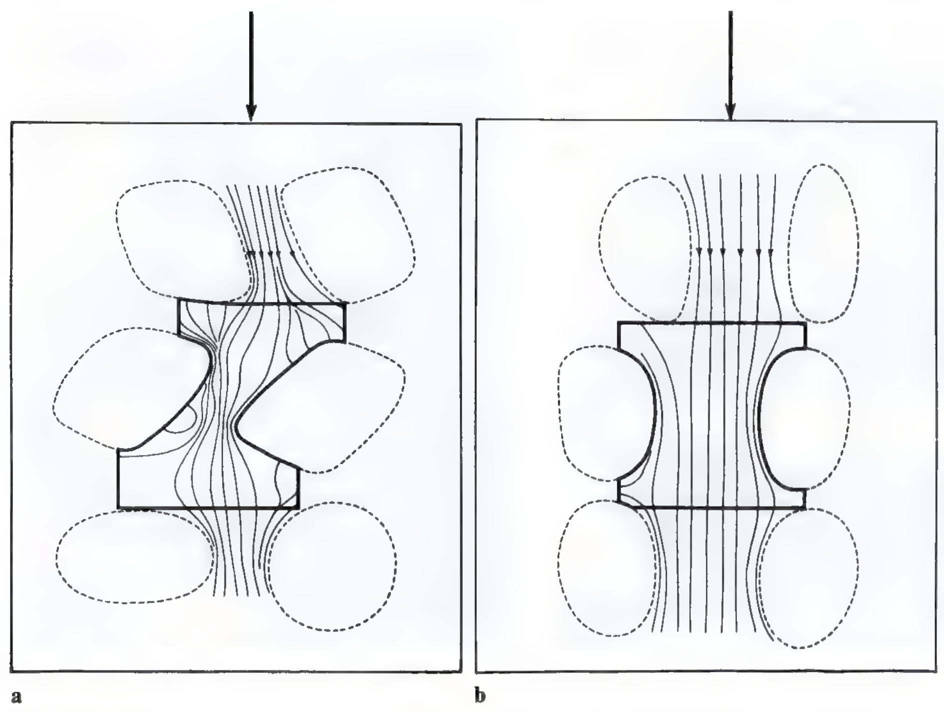


Fig. 24 a et b. Expérience photo-élastique démontrant le flux de forces (trajectoires des contraintes de compression) dans des trabécules spongieuses. **a** Trabécule oblique par rapport à la direction de la force (voir la fig. 21 a). **b** Trabécule alignée suivant la direction de la force, par le remaniement (voir fig. 21 d. Explication complémentaire dans le texte, page 511)

bécule centrale (fig. 24 a et b). Particulièrement, la direction de la force de compression agissant sur celle-ci a pris la direction des trajectoires, comme l'indiquent les flèches.

L'analyse de l'action remodelante du principe de construction de l'os montre donc que l'architecture du tissu spongieux constitue un treillis exempt de flexion. Les trabécules y sont sollicitées purement en compression et en traction. Elles subissent ainsi la plus petite sollicitation possible, de sorte que le tissu spongieux est construit avec la plus grande économie de matériau.

Il faut maintenant que ce que l'on observe corresponde à la théorie. A ce sujet, les images photo-élastiques de l'extrémité supérieure du fémur sont démonstratives (fig. 25 b et c).

La fig. 25 b représente la direction des contraintes principales, c.-à-d. les trajectoires des contraintes. Les trabécules spongieuses principales doivent avoir la même direction (fig. 25 a).

Les isochromes (fig. 25 c) qui indiquent la distribution quantitative des contraintes doivent correspondre à la répartition quantitative du tissu spongieux sur la radiographie (fig. 25 a) si ce tissu présente une structure exempte de flexion.

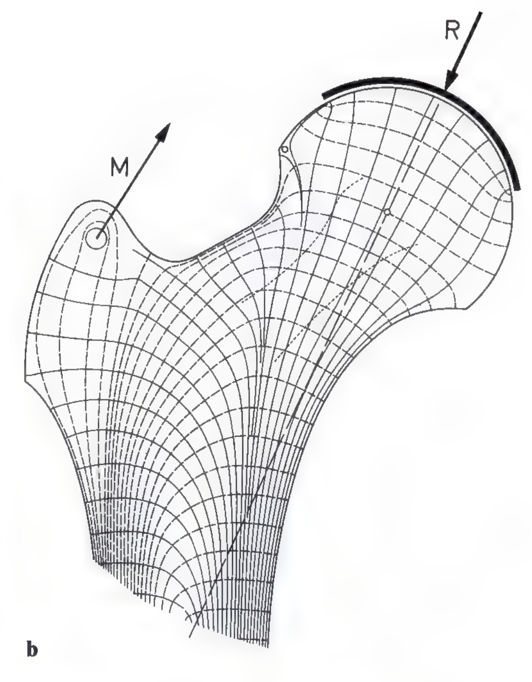
On ne peut mettre en doute que la première exigence soit satisfaite. Par ailleurs, de nombreux arguments encore plus probants montrent que les trabécules spongieuses présentent toutes les propriétés de trajectoires. Dans tous les cas où la sollicitation apparaît claire et indubitable, elles concordent avec les trajectoires des contraintes dans le modèle et ainsi avec les trajectoires dans l'os.

L'analyse critique permet de réfuter toutes les objections qui ont été formulées contre ce point de la théorie (rien que de la part de Triepel, 1922, il y en eut vingt).

La seconde exigence est aussi satisfaite. La comparaison de la radiographie avec l'image des isochromes de l'extrémité supérieure du fémur montre que :



a



b

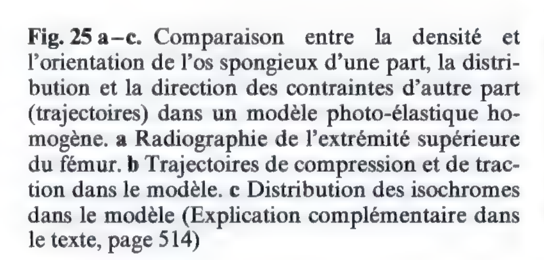


Fig. 25 a–c. Comparaison entre la densité et l'orientation de l'os spongieux d'une part, la distribution et la direction des contraintes d'autre part (trajectoires) dans un modèle photo-élastique homogène. **a** Radiographie de l'extrémité supérieure du fémur. **b** Trajectoires de compression et de traction dans le modèle. **c** Distribution des isochromes dans le modèle (Explication complémentaire dans le texte, page 514)



c

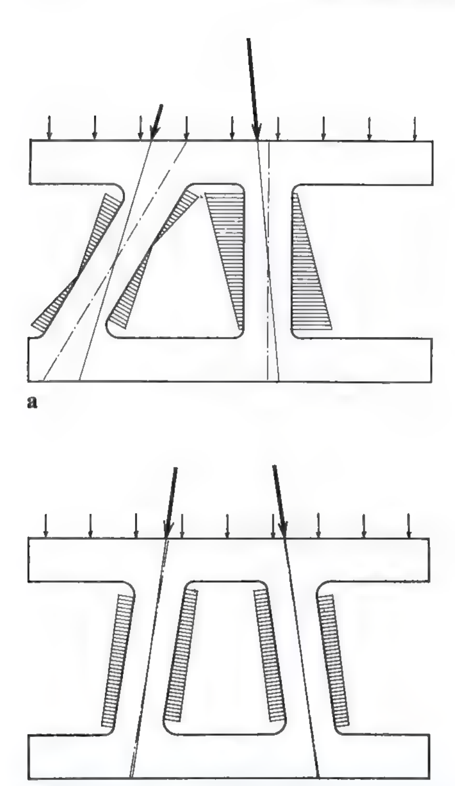


Fig. 26 a et b. Même dans des trabécules d'un treillis n'étant pas exactement dans la direction de la force, la distribution des contraintes peut être à peu près égale et la contrainte proche de la contrainte idéale. **a** Diagramme des contraintes pour des trabécules obliques s'écartant fortement de la direction de la force. **b** Distribution presque égale des contraintes dans des trabécules obliques s'écartant encore un peu de la direction des trajectoires. (Explication complémentaire dans le texte, page 516)

1. la densité du tissu spongieux en chaque endroit correspond *à peu près* à la grandeur des contraintes;

2. l'accroissement et la diminution de densité du tissu spongieux correspondent localement à l'augmentation ou à la diminution de la grandeur des contraintes dans le modèle. Pratiquement il y a donc concordance quantitative et géométrique entre la répartition de la densité de l'os spongieux et la distribution quantitative des contraintes dans le modèle. Ceci prouve que la structure spongieuse constitue un treillis exempt de flexion. En effet, d'après les règles de la théorie de l'élasticité, la répartition du matériau dans l'os spongieux ne peut correspondre à la distribution quantitative des contraintes dans le modèle que si les éléments du tissu spongieux sont tous sollicités purement en compression ou en traction, c.-à-d. sans flexion.

L'analyse quantitative de l'action remodelante du principe de construction de l'os fournit ainsi l'explication logique de la structure trajectorielle du tissu spongieux. Elle nous donne en outre une compréhension plus grande de l'essence même et de l'importance de cette architecture fonctionnelle. Elle enseigne que l'architecture spongieuse constitue un treillis exempt de flexion et qu'elle est bâtie comme telle à cause de la distribution quantitative des contraintes. Elle ne représente donc pas la matérialisation d'un flux de contraintes dans le sens propre du terme, telle que toute structure fibrillaire et seule une structure fibrillaire peut la représenter. Les fibres sont en effet crées directement par la direction des contraintes et des allongements, c.-à-d. par les trajectoires. De par leur existence même et par leur nature, elles constituent la matérialisation d'un flux de contraintes.

Dans l'architecture spongieuse par contre, l'arrangement trajectoriel ne représente pas l'essence même de la structure. Il n'est qu'un symptôme, un corollaire du principe particulier de construction. Sa configuration ne provient pas de la direction mais de la distribution quantitative des contraintes. Son principe de construction primaire consiste en ce que ses éléments constituants sont exempts de flexion. L'arrangement trajectoriel indique très exactement si le principe de base, l'absence de flexion, est réalisé de façon absolue. Même s'il ne manque qu'un faible pourcentage de cette exemption totale de flexion, la direction des trabécules peut déjà s'écarter considérablement de celle des trajectoires, de sorte qu'aux endroits où les trabécules ne sont pas disposées trajectoriellement, l'architecture peut cependant aussi être pratiquement exempte de flexion et le principe de construction particulier être satisfait.

Les deux trabécules de la fig. 26 a sont fortement sollicitées en flexion comme il ressort des diagrammes, bien que celle de droite soit verticale, c.-à-d. dans la direction des trajectoires du modèle. La fig. 26 b montre les tra-

bécules après la quatrième étape du remaniement. Leur axe coïncide déjà à peu près avec la direction de la force qui s'exerce sur elles. Par conséquent, les contraintes ont partout presque la même grandeur. La sollicitation en flexion est donc pratiquement éliminée, bien que la direction des trabécules s'écarte encore nettement de celle des trajectoires.

L'essence même de l'architecture du tissu spongieux ne consiste pas en ce que les travées matérialisent des trajectoires de contraintes. Ceci rend caduque une série d'affirmations provenant de l'ancienne façon d'envisager les choses. Parmi ces assertions :

1. les parties «manquantes» des travées spongieuses doivent se trouver dans la corticale, avec toutes les conséquences qui en ont été tirées.
2. les travées spongieuses arciformes doivent se croiser à angle droit. Au contraire, dans un treillis exempt de flexion, elles ne le peuvent pas parce qu'elles forment les côtés de polygones non rectangulaires.
3. les trajectoires du modèle devraient se trouver déjà dans l'os spongieux désordonné puisqu'elles seraient prétendument la cause de l'orientation des trabécules spongieuses.

D'un autre côté, comme nous le comprenons maintenant, dans beaucoup d'endroits, le tissu spongieux peut être construit fonctionnellement, c.-à-d. avec la plus grande économie de matériau même là où l'orientation trajectorielle est absente. Nous ne pouvons nous attendre à une orientation strictement trajectorielle qu'aux endroits où la direction de la sollicitation est pratiquement constante et le reste durant une longue période. En effet, comme nous l'avons vu, l'absence de flexion, même lorsque la direction de la sollicitation est constante, ne s'obtient que très tardivement, après plusieurs étapes du remaniement. C'est pourquoi dans maints endroits où la direction de la sollicitation oscille, elle n'est jamais complètement atteinte.

Pour terminer, il faut mentionner que le même principe de construction n'explique pas seulement le remaniement trajectoriel de l'os spongieux lorsque la forme et la sollicitation changent, comme par exemple après la guérison d'une fracture mal alignée (Wolff, 1892). Il permet aussi d'expliquer une série d'autres configurations de l'os, entre autres la forme tubulaire des os longs, la persistance de la forme de l'os, la répartition du matériau dans la coupe transversale, l'adaptation de la forme de la coupe et de la distribution du matériau lorsque la forme et la sollicitation de l'os sont altérées.

D'un autre côté, chacune de ces configurations permet de conclure au même principe de construction de l'os, avec toutes ses conséquences. Chaque analyse particulière vérifie l'ensemble des autres analyses. Il ne peut donc subsister de doute quant à la validité du principe de construction ni quant à sa formulation fondamentalement correcte.

Résumé

La force de compression résultante transmise à l'os par l'intermédiaire des articulations ne coïncide pas avec l'axe osseux. Ce fait détermine le mode de sollicitation de l'os. Par conséquent, une pièce du squelette est sollicitée non seulement en compression mais aussi en flexion, au bout d'un bras de levier plus ou moins long. Dans cette sollicitation complexe, c'est la flexion surajoutée à la compression qui est surtout décisive quant à l'adaptation fonctionnelle car

1. la grandeur de la sollicitation (la contrainte maximale se produisant dans la coupe transversale) en dépend et
2. les contraintes sont toujours plus grandes du côté comprimé que du côté tendu par la flexion.

Ce dernier point est particulièrement important pour l'effet remodelant de l'adaptation fonctionnelle. D'après le principe de construction de l'os, apposition et résorption de tissu osseux dépendent de la grandeur des contraintes. Elles sont d'autant plus importantes que la contrainte réelle est plus grande ou plus petite que la «contrainte idéale» pour laquelle apposition et résorption s'équilibrent.

L'effet de la sollicitation en flexion surajoutée est fondamentalement différent dans un tube (l'os tubulaire) et dans une barre massive (à laquelle on peut comparer la trabécule d'os spongieux).

Dans l'os tubulaire, la sollicitation en flexion surajoutée n'est pas altérée par le principe de construction de l'os. L'épaisseur de chaque corticale s'adapte indépendamment à la grandeur des contraintes de compression et de traction dues à la flexion surajoutée. La forme et la situation de l'axe de l'os restent essentiellement inchangées lors du remaniement.

Dans une barre massive, la trabécule de tissu spongieux, les contraintes sont plus grandes du côté comprimé que du côté tendu, à cause de la sollicitation en flexion surajoutée. Le remaniement doit s'y poursuivre, selon le principe de construction de l'os, jusqu'à ce que les contraintes soient égales des deux côtés et jusqu'à ce que la sollicitation en flexion surajoutée soit complètement éliminée. Mais ceci ne se produit que lorsque l'axe de la trabécule osseuse coïncide avec la force de compression, à la suite du remaniement asymétrique. La barre est alors sollicitée purement en compression. Elle subit donc la plus petite sollicitation possible, n'exigeant qu'un minimum de matériau.

C'est sur ce dernier effet du principe de construction, l'élimination de la sollicitation en flexion dans une barre massive, que repose l'orientation trajectorielle des éléments spongieux. Ceci est expliqué en détail dans le présent travail et confirmé par des expériences sur modèles photo-élastiques.

Littérature

BENNINGHOFF, A.: Die Anatomie funktioneller Systeme. Morph. Jb. 65 (1931) I.

GEBHARDT, W.: Über die funktionelle Knochengestalt. Verh. Dtsch. Ges. Orthop. Chir. 27 (1910) 121–220.

GRUNEWALD, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen des Menschen. Z. orthop. Chir. 339 (1919) 274.

JANSEN, M.: Over beenvorming. Haar verhouding tot trek en druk. Brill, Leiden 1918.

KUMMER, B.: Die Entwicklung der Biomechanik in Deutschland in den letzten 40 Jahren. Dtsch. med. Wschr. 95 (1970) 1735.

KUMMER, B.: Computer simulation of the adaptation of bone to mechanical stress. Proc. San Diego Biomedical Sympos. 10 (1971) 5.

v. LANZ, T., W. WACHSMUTH, S. LANG: Praktische Anatomie. I.4 Bein und Statik. Springer, Berlin 1972.

v. MEYER, H.: Die Architektur der Spongiosa. Reichert u. Du Bois-Reymond's Archiv 1867, 615.

PAUWELS, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin: Springer 1965.

PAUWELS, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer 1973.

PETERSEN, H.: Die Organe des Skeletsystems, in: Hdb. d. mikroskop. Anat. d. Menschen. II/3 (1930) 521–678.

ROUX, W.: Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen. Vol. I et II. Engelmann, Leipzig 1895.

ROUX, W.: Anpassungslehre, Histomechanik und Histochemie. Virchows Archiv 209 (1912) 168.

ROUX, W.: Bemerkungen zur Analyse des Reizgeschehens und der funktionellen Anpassung sowie zum Anteil dieser Anpassung an der Entwicklung des Reiches der Lebewesen. Arch. Entw.-Mech. 46 (1920) 485.

TRIEPEL, H.: Einführung in die physikalische Anatomie. III. Die trajektoriellen Strukturen. Bergmann, Wiesbaden 1908.

TRIEPEL, H.: Architektur der Spongiosa. – Z. Ges. Anat. 2, Abt. Zool. (1922) 289.

WOLFF, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin 1892.

20. Importance de la cavité médullaire pour la sollicitation mécanique de l'os tubulaire*

Avec 4 figures

Grunewald (1920) a affirmé que l'os réalise une économie de matériau grâce à sa cavité médullaire. Il base cette assertion sur le fait qu'un tube requiert moins de matériau qu'une barre massive de même longueur pour offrir la même résistance à la flexion. La figure à l'échelle (fig. 1 a–d) illustre et quantifie l'effet d'une structure creuse sur la quantité de matériau nécessaire, dans une barre sollicitée en flexion. La barre massive fig. 1 a et les trois tubes fig. 1 b–d, de diamètres différents et d'épaisseurs de paroi différentes, ont tous la même longueur et offrent tous la même résistance à la flexion. On voit que le poids, qui atteindrait 10 kg dans la colonne massive, peut être réduit à 8,75 kg, 6,68 kg et 4,28 kg pour les structures tubulaires successives, soit à peu près de moitié, pour la même résistance à la flexion et la même longueur.

«Grâce à la cavité remplie de moelle, l'os est allégé et du travail musculaire peut être économisé.» Pour vérifier si cette déduction tirée par Grunewald (1920) et Sieglbauer (1935) est justifiée, il faut d'abord savoir jusqu'où l'économie de poids due à la cavité est compensée ou hypercompensée par le poids de la moelle.

A cause de la forme tubulaire de l'os long, dans une coupe transversale, pour une résistance constante à la flexion, plus le diamètre de l'os s'accroît, plus la surface portante de la corticale devient petite et plus la surface de la cavité remplie de moelle et de tissu spongieux s'agrandit. Mais la surface de la cavité s'agrandit plus rapidement que ne diminue la surface portante de la corticale. D'autre part, le poids spécifique de la corticale est considérablement plus élevé que celui de la moelle. Mes recherches personnelles permirent de conclure que le rapport entre les deux poids spécifiques est à peu près de 1,9/0,9. Si l'on se base sur cette valeur, le cylindre médullaire (0,73 kg) augmente le poids du tube fig. 2 b de 8,75 kg à 9,78 kg. Le cylindre médullaire (2,6 kg) augmente le poids du tube fig. 2 c de 6,68 kg à 9,28 kg. Le cylindre médullaire (9,27 kg) augmente le poids du tube fig. 2 d de 4,8 kg à 13,55 kg.

On peut donc affirmer que, théoriquement, en tenant compte des poids spécifiques de la corticale et du cylindre médullaire sur lesquels se base ce raisonnement, l'économie

* Z. Anat. Entwickl. Gesch., *145*, 81–85 (1974)

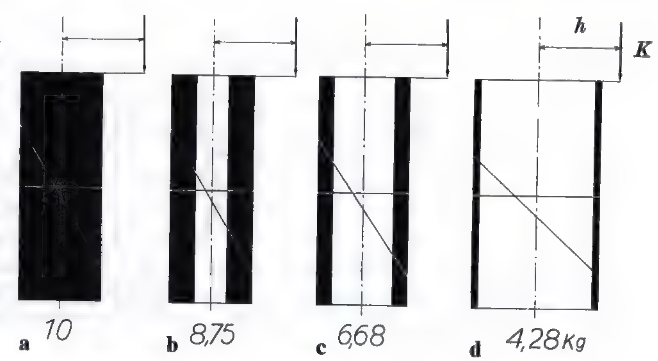


Fig. 1 a–d. Effet de l'évidement d'un élément de soutien arrondi, sur la quantité de matériau. La situation excentrique de la force longitudinale fléchissante reste constante.
K force fléchissante, *h* bras de levier (distance entre la ligne d'action et l'axe de l'élément de soutien). Les diagrammes des contraintes sont dessinés dans les éléments de soutien arrondis. En dessous est indiquée la quantité de matériau nécessaire pour assurer la même résistance à la flexion

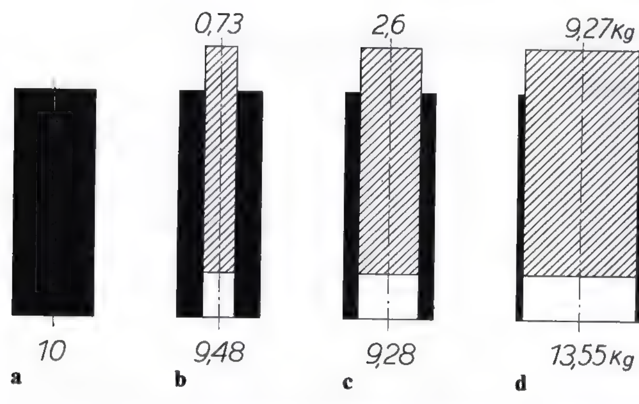


Fig. 2 a–d. Effet du remplissage médullaire de la diaphyse de l'os tubulaire sur le poids total. On remplit ici la cavité des éléments tubulaires de la fig. 1 **b–d** par une substance ayant le même poids spécifique que la moelle osseuse. Le «poids de la moelle» est indiqué au-dessus, le poids total du tube contenant la moelle en dessous

de poids, cavité médullaire remplie, est maximale lorsque le diamètre de la cavité représente à peu près 65% du diamètre extérieur. Mais, même dans ces conditions optimales, l'économie de poids dans la diaphyse n'atteindrait qu'environ 8%. Elle serait donc minime.

Comparons les dimensions du schéma à celles d'un os long, par exemple le fémur. Dans la diaphyse, le rapport entre le diamètre de l'os et celui du cylindre médullaire correspond à peu près aux tubes fig. 2 b et c. Aux élargissements métaphysaires, par exemple près du genou, ce rapport se rapproche davantage de celui du tube fig. 2 d. Ainsi, au milieu de la diaphyse, l'économie de poids réalisée par la cavité remplie de moelle est minime par rapport à une construction massive. Dans la zone métaphysaire élargie (fig. 2 d), par exemple près du genou, du fait du remplissage et d'une spongieuse plus dense, le poids de l'os doit par contre dépasser de beaucoup celui d'une construction massive de même résistance à la flexion et de même longueur. Ainsi le poids total de l'os entier rempli de moelle doit être plus grand dans tous les cas que celui d'une construction massive de même longueur

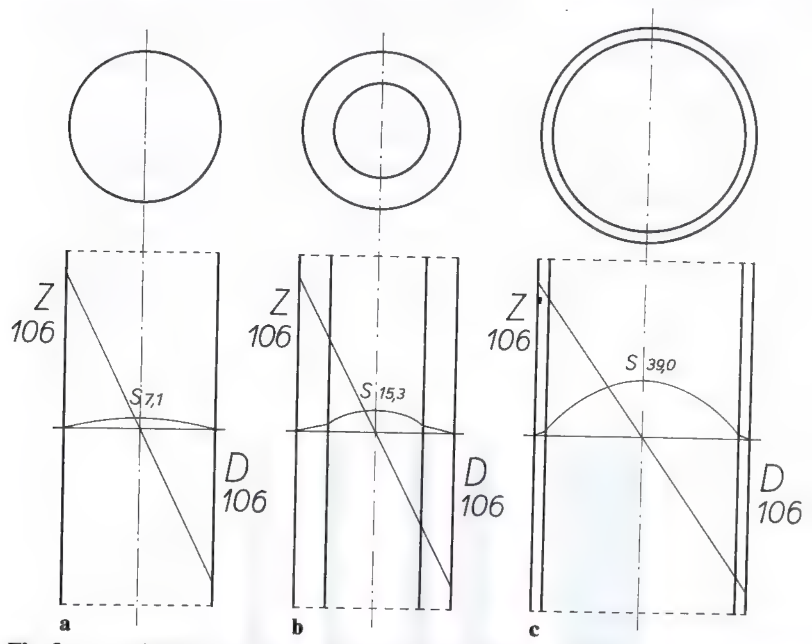


Fig. 3 a–c. Distribution des contraintes dans un cylindre (**a**) et dans deux tubes de diamètres et d'épaisseurs de parois différents (**b, c**), sollicités en flexion au bout du même bras de levier. *D* contraintes de compression, *Z* contraintes de traction, *S* contraintes de cisaillement

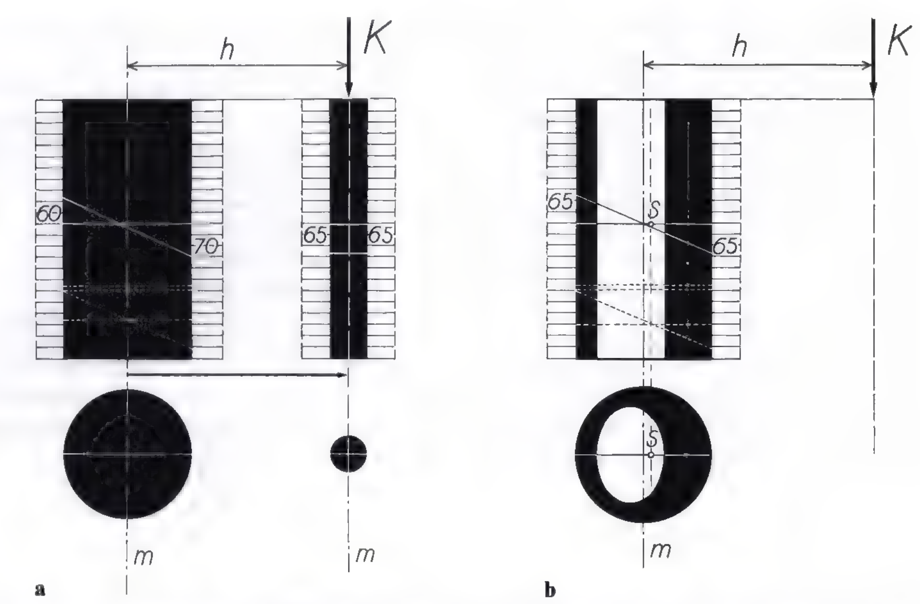


Fig. 4 et b. Une barre osseuse massive sollicitée en flexion (**a**) est déplacée par le remaniement de sorte qu'elle n'est plus sollicitée qu'en compression axiale. Par conséquent, elle peut être construite avec un minimum de matériau. *K* force sollicitante, *h* bras de levier de la sollicitation initiale en flexion, *m* ligne médiane. Les chiffres indiquent les grandeurs des contraintes de compression et de traction. Un tube osseux (**b**) possédant les mêmes propriétés s'adapte à une distribution inégale des contraintes par une modification de l'épaisseur de ses parois; *S* centre de gravité de la surface de la coupe

offrant la même résistance à la flexion. La conception de SIEGLBAUER (1935) d'après laquelle, «grâce à la cavité remplie de moelle, l'os est allégé et du travail musculaire peut être économisé», repose donc sur une erreur.

La cavité médullaire augmenterait la résistance de l'os au cisaillement. Ce troisième argument avancé par GRUNEWALD (1920) et RAUBER (1876) repose sur le raisonnement suivant, tout à fait naïf. Les contraintes de cisaillement augmentent de la périphérie vers le milieu où elles atteignent leur maximum au niveau de la fibre neutre. S'il n'y a pas de matériau au milieu de la coupe transversale de l'os, là où les contraintes maximales de cisaillement se produisent, celles-ci seraient presque complètement éliminées puisque, «où il n'y a pas de matériau, des contraintes des cisaillement ne peuvent pas non plus agir». Il est bien évident qu'en réalité c'est exactement le contraire. Puisque, en présence de la cavité médullaire, il ne reste que la corticale pour résister à la force de cisaillement, les contraintes de cisaillement doivent y être considérablement plus grandes. Elles doivent être d'autant plus élevées que le diamètre de l'os tubulaire est plus grand et que ses parois sont par conséquent plus minces. La résistance au cisaillement n'est donc pas augmentée par la cavité médullaire mais au contraire fortement diminuée. Les diagrammes des contraintes de cisaillement fig. 3 a–c, représentés à la même échelle, le montrent. D'après le calcul, pour une même résistance à la flexion, les contraintes de cisaillement atteignent 7,1 kg/cm² dans une barre massive (fig. 3 a), 15,3 kg/cm² dans un tube à parois epaisses (fig. 3 b) et 39 kg/cm² dans un tube à parois minces (fig. 3 c). Dans le dernier cas, elles sont donc plus de 5 fois plus grandes que dans une colonne massive.

Il est frappant de constater que, jusqu'à présent, l'importance réelle et décisive que revêt la cavité médullaire pour la sollicitation de l'os tubulaire n'ait été ni remarquée ni reconnue. Finalement elle provient de ce que l'effet du même principe du remaniement de l'os est fondamentalement différent dans une barre massive et dans un tube.

Dans un travail publié récemment (PAUWELS 1973), j'ai analysé ce problème en détail. Je me limiterai donc ici à un bref résumé.

La trabécule de tissu spongieux non ordonné, tout comme l'os tubulaire, est sollicitée en compression à laquelle se surajoute une sollicitation en flexion. Dans la trabécule massive du tissu spongieux, le principe du remaniement de l'os élimine la sollicitation en flexion surajoutée. La trabécule est alors sollicitée axialement en compression pure et est orientée trajectoriellement (fig. 4 a).

Dans un tube, l'os tubulaire, le même principe du remaniement n'élimine pas la flexion surajoutée car les parois opposées de la corticale y réagissent indépendamment l'une de l'autre aux grandeurs différentes des contraintes de compression et de traction dues à la flexion, par apposition et résorption d'os, jusqu'à ce que la valeur de la contrainte idéale soit atteinte du côté comprimé et du côté tendu. La modification d'épaisseur des parois, nécessaire pour y arriver, est cependant tellement petite que le bras de levier de la force de compression n'en est pas ou n'en est que très peu modifié (fig. 4 b). De cette manière, le principe de construction de l'appareil de soutien et de mouvement reste conservé.

En outre, la cavité au milieu de l'os offre un espace protégé à la fragile moelle osseuse.

Résumé

La littérature avance les arguments suivants pour expliquer pourquoi l'os long est tubulaire plutôt que massif.

1. «Grâce à la cavité médullaire, l'os économise du poids sans perdre de sa résistance vis-à-vis des contraintes de traction et de compression, tout en résistant mieux au cisaillement» (GRUNEWALD, 1920).

2. «Grâce à la cavité remplie de moelle, l'os est allégé, ce qui économise le travail musculaire» (SIEGLBAUER, 1935).

3. «La cavité médullaire accroît la résistance de l'os au cisaillement car les contraintes de cisaillement, maximales au centre, sont complètement éliminées grâce à l'absence de matériau à cet endroit (GRUNEWALD, 1920; RAUBER, 1876).

De même la résistance à la flexion serait accrue puisque la cavité médullaire «enlève les contraintes de flexion au centre de l'os» (GEBHARDT, 1910).

Ces trois arguments ne peuvent plus être défendus. Nous l'avons démontré. Le caractère tubulaire de l'os long permet à celui-ci de conserver sa forme typique malgré l'adaptation de la distribution locale du matériau aux contraintes spécifiques.

Littérature

GEBHARDT, W.: Über die funktionelle Knochengestalt. Verh. dtsch. Ges. orthop. Chir. *27*, (1910) 121–220.

GRUNEWALD, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen des Menschen. Z. orthop. Chir. *39*, 129–147, 257–286 (1919).

PAUWELS, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin-Heidelberg-New York : Springer 1965.

PAUWELS, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1973.

PAUWELS, F.: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. Z. Orthop. *111*, 681–705 (1973).

RAUBER, A.: Elastizität und Festigkeit der Knochen. Leipzig: Engelmann 1876.

SIEGLBAUER, F.: Lehrbuch der normalen Anatomie des Menschen. München, Berlin: Urban u. Schwarzenberg 1935.

21. Une observation clinique, exemple et démonstration de l'adaptation fonctionnelle de l'os par croissance en longueur *

D'après la littérature récente, ce ne serait pas la croissance épiphysaire (en longueur) la principale responsable de la formation de l'angle cervico-diaphysaire du fémur mais bien la croissance périostique (en largeur) (J. S. PAPADOPULOS et A. HOFMANN, 1972). Cette conception est basée sur une erreur. C'est pourquoi, à l'aide d'un cas observé durant plusieurs années et analysé de façon approfondie, nous démontrerons à nouveau l'importance que revêt la croissance inégale en longueur du cartilage épiphysaire pour la forme du col fémoral.

Le cas clinique discuté concerne une fille en bonne santé qui, à la naissance (16. 2. 1950) avait subi une fracture sous-trochantérienne du fémur gauche. Celle-ci ne fut pas traitée. L'enfant me fut présentée pour la première fois alors qu'elle était âgée de près de 3 ans (19. 1. 1953). Les radiographies des hanches montraient un aspect normal à droite (fig. 1 a). A gauche il existait une déformation en varum de 20° avec formation abondante de cal au niveau d'une fracture sous-trochantérienne du fémur, consolidée, à peu près à trois travers de doigt sous le sommet du grand trochanter (fig. 1 b). Le membre était raccourci de 2 cm. La hanche était normalement mobile et la marche sans particularité.

Pour analyser la sollicitation du cartilage épiphysaire, il faut partir du fait que, physiologiquement, la force de compression résultante est perpendiculaire au centre de ce cartilage qui est ainsi sollicité en compression dans toute son étendue. Le diagramme des contraintes fig. 2 a l'indique.

Si, pour une raison ou pour une autre, la force de compression résultante est oblique par rapport au cartilage épiphysaire et croise celui-ci ailleurs qu'en son milieu (fig. 2 b), à la sollicitation en compression pure s'ajoute une sollicitation en flexion plus ou moins grande. Par conséquent, les contraintes de compression sont augmentées vers la périphérie du cartilage épiphysaire du côté comprimé par la flexion. Par contre, elles sont diminuées du côté latéral du fait des contraintes de traction dues à la flexion.

Chez notre patiente, le fémur gauche était guéri mais déformé par la fracture (fig. 4 a). A la suite de la fermeture de l'angle cervico-diaphysaire et de l'inclinaison en dedans du cartilage épiphysaire ainsi provoquée, la force de compression résultante, lors de la mise en charge, ne s'exerçait plus perpendiculairement au milieu de ce cartilage mais formait avec lui un angle de 70° ouvert en dehors (fig. 3 a). Par conséquent, une sollicitation en flexion était surajoutée à la sollicitation normale en compression pure du cartilage épiphysaire. Dans la moitié latérale de celui-ci, les contraintes de compression pure, indiquées en pointillé dans le diagramme des containtes, étaient réduites de plus en plus en direction de la périphérie à cause des contraintes de traction dues à la sollicitation en flexion surajoutée (de 13,2 kg/cm² à 1,9 kg/cm²). Au contraire, dans la moitié médiale elles étaient plus que doublées à cause des contraintes de compression dues à la sollicitation en flexion surajoutée (de 13,2 kg/cm² à 32,1 kg/cm²). Cette distribution quantitative pathologique, théoriquement calculée, des contraintes dans le cartilage épiphysaire est reportée dans le diagramme des *contraintes de forme triangulaire.*

Sur la radiographie du côté sain, le côté droit (fig. 5 a), sous la totalité du cartilage épiphysaire se trouve une mince zone de tissu osseux dense. Elle exprime la sollicitation

* Z. Orthop. *113,* 1–5 (1975)

a b

Fig. 1 a et b. Radiographie des deux hanches d'une enfant de près de 3 ans (19. 1. 1953). **a** Hanche droite normale; **b** Hanche gauche (représentée comme une droite pour faciliter la comparaison) avec la fracture sous-trochantérienne consolidée en varum (traumatisme obstétrical)

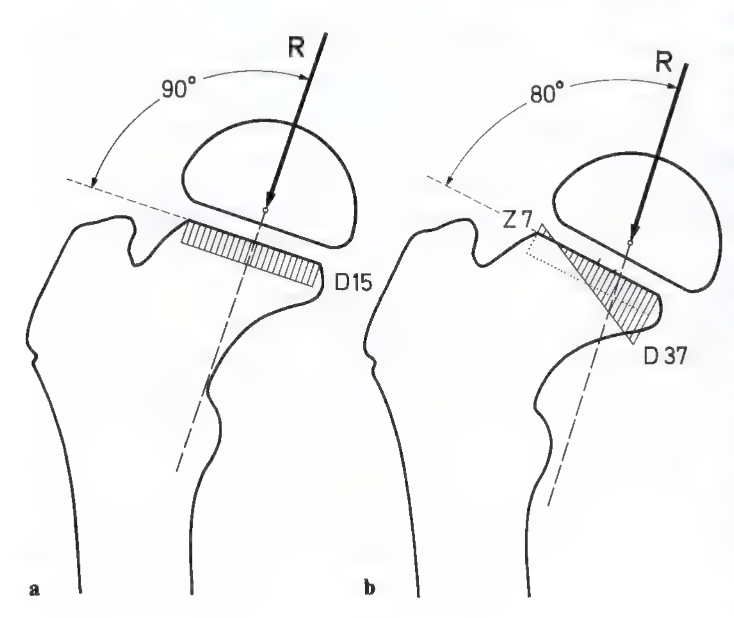


Fig. 2 a et b. Schéma de l'extrémité supérieure du fémur d'une enfant d'environ 3 ans avec les diagrammes de la distribution des contraintes dans le cartilage épiphysaire. **a** Situation normale du cartilage épiphysaire dont le plan forme un angle de 90° avec la ligne d'action de la résultante *R*. Répartition uniforme des contraintes de compression. **b** La ligne d'action de la résultante *R* forme un angle de 80° avec le cartilage épiphysaire (comme dans une coxa vara modérée). Les contraintes sont inégalement distribuées dans celui-ci. Elles sont dans le rapport de 37 du côté comprimé (*D*) à 7 du côté tendu (*Z*). Leur grandeur normale serait de *15* (voir 2 a)

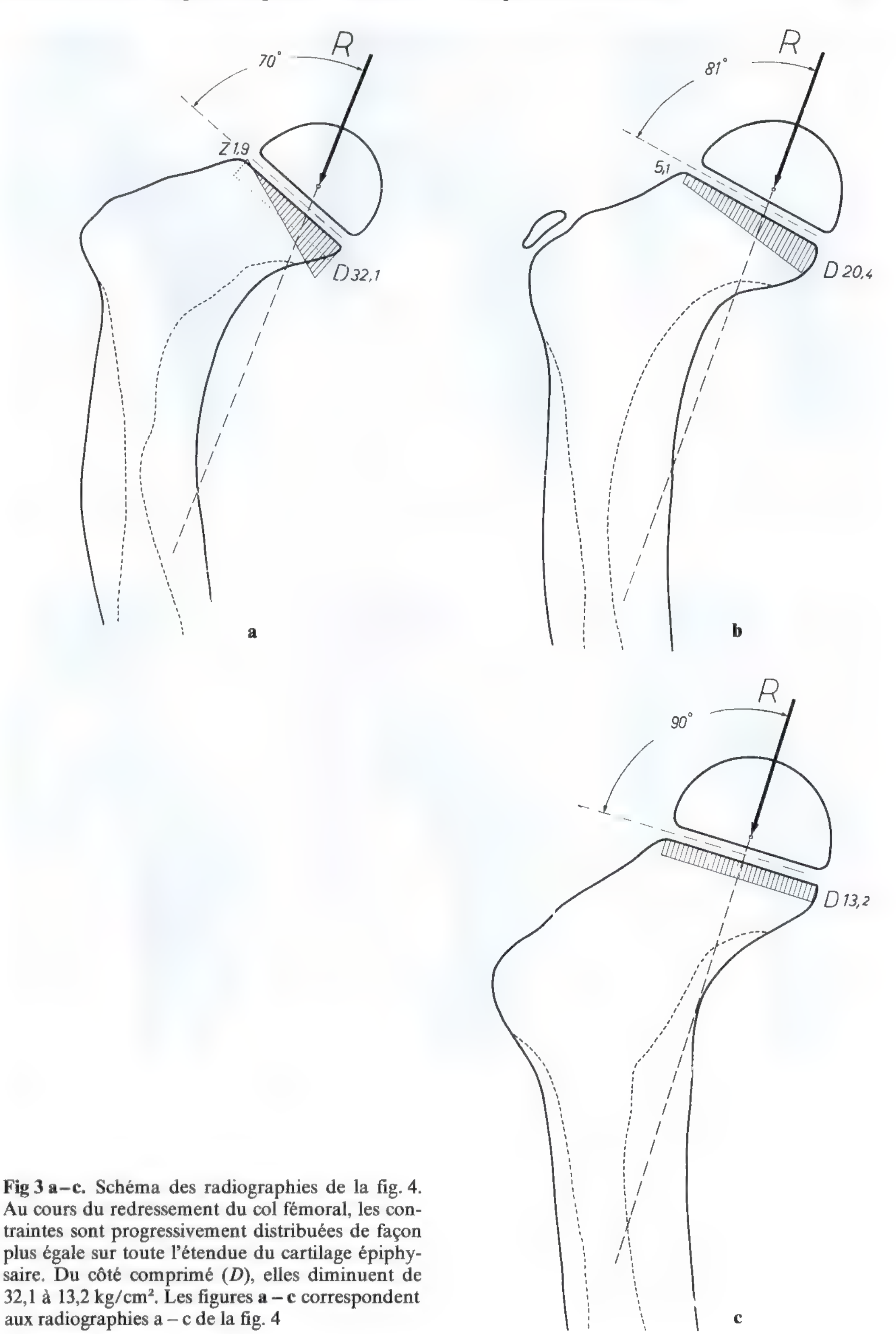


Fig 3 a–c. Schéma des radiographies de la fig. 4. Au cours du redressement du col fémoral, les contraintes sont progressivement distribuées de façon plus égale sur toute l'étendue du cartilage épiphysaire. Du côté comprimé (*D*), elles diminuent de 32,1 à 13,2 kg/cm². Les figures **a – c** correspondent aux radiographies a – c de la fig. 4

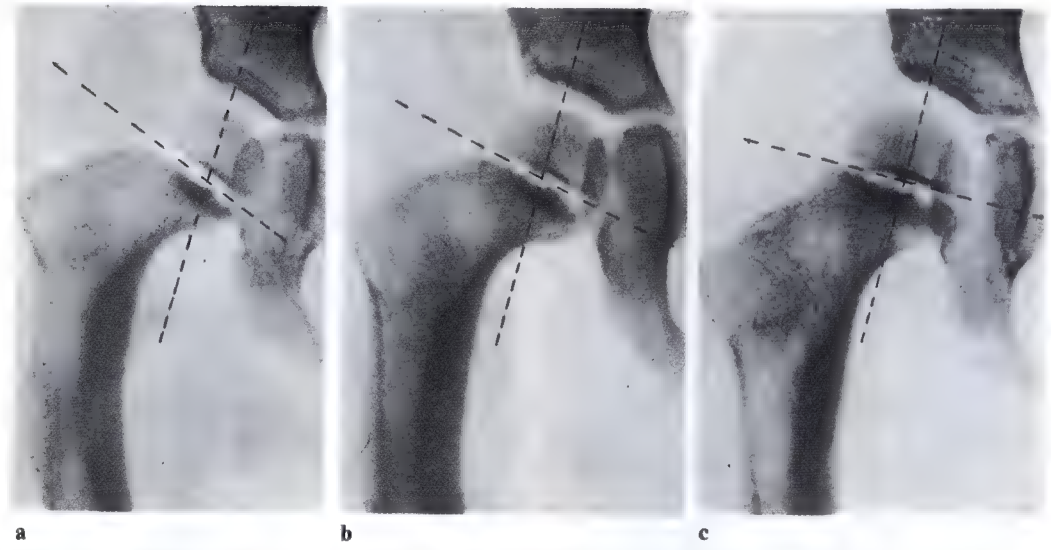


Fig. 4 a–c. Radiographies de la hanche gauche (représentée comme une hanche droite) avec la fracture consolidée en varum. **a** 19. 1. 1953; **b** 8. 2. 1954; **c** 30. 4. 1955. Le plan du cartilage épiphysaire et la ligne d'action de la résultante *R* agissant sur l'articulation de la hanche sont indiqués en pointillé

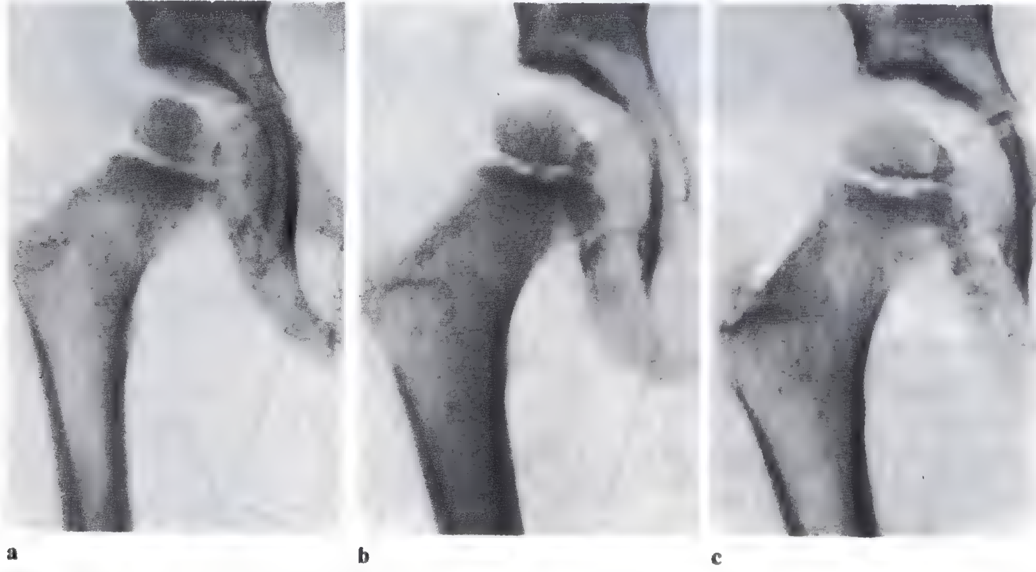


Fig. 5 a–c. Radiographies de la hanche droite, saine de la même enfant, prises en même temps ques les radiographies fig. 3. **a** 19. 1. 1953; **b** 8. 2. 1954; **c** 30. 4. 1955

en compression de même grandeur partout. Sur la radiographie de la hanche gauche déformée, cette densification du tissu osseux ne se trouve que sous la moitié médiale du cartilage épiphysaire (fig. 4 a), c.-à-d. en dessous de la partie où se produisent les contraintes de compression maximales, d'après le diagramme des contraintes. Ces contraintes de compression sont sans aucun doute beaucoup plus élevées que la contrainte idéale. Sous la moitié latérale du cartilage épiphysaire, la sollicitation physiologique en compression diminue de plus en plus vers le bord latéral à cause des contraintes de traction dues à la sollicitation en flexion surajoutée. Elle y devient plus petite que la contrainte idéale. La densification osseuse y fait défaut. D'après la loi de la construction de l'os durant la croissance, la sollicitation en flexion surajoutée du cartilage épiphysaire faisait prévoir une croissance inégale en longueur et par là un redressement spontané du col fémoral. C'est pourquoi on s'abstint de toute thérapeutique et particulièrement d'une correction chirurgicale de la discrète déformation en coxa vara. On se contenta de suivre le développement ultérieur sur des radiographies des deux hanches, prises d'année en année.

Sur les radiographies du côté sain, le côté droit (fig. 5 b et c), en deux ans, la situation, la forme et l'étendue de la densification sous-chondrale du tissu osseux ne se sont pas modifiées ou plutôt elles ont suivi l'augmentation de volume symétrique de l'extrémité supérieure du fémur par croissance égale en longueur.

Les deux radiographies de la hanche gauche anormale (fig. 4 b et c) montrent par contre des modifications fondamentales et progressives. Celles-ci se sont développées grâce à une croissance en longueur plus importante du côté comprimé, conséquence de la sollicitation en flexion surajoutée du cartilage épiphysaire.

Déjà après un an (8. 2. 54), l'analyse mécanique de la radiographie de la hanche gauche (fig. 3 b) indique que le cartilage épiphysaire a pivoté de 11° par rapport à la force de compression résultante (de 70 à 81°). Le col fémoral s'est ainsi partiellement redressé par croissance inégale en longueur. Grâce à ce redressement, les contraintes ont progressivement diminué au bord médial. Elles ont au contraire augmenté au bord latéral. En conséquence, la largeur et l'étendue de la densification du tissu osseux qui, sur la première radiographie du 19. 1. 1953 (fig. 4 a), ne se voyait que sous la moitié médiale du cartilage épiphysaire, ont augmenté de façon correspondante vers le bord latéral.

Un an plus tard, le cartilage épiphysaire est redevenu perpendiculaire à la force de compression résultante grâce à une croissance plus forte du côté comprimé par la flexion. Il est ainsi sollicité en compression pure et égale dans toute son étendue, comme l'illustre le diagramme des contraintes (fig. 3 c). Sur la radiographie (fig. 4 c) du 30. 4. 1955, la densification sous-chondrale du tissu osseux présente maintenant la même forme et la même étendue que sur celle du côté sain prise le même jour (fig. 5 c). Ceci démontre que la sollicitation en flexion surajoutée du cartilage épiphysaire, provoquée par la fermeture traumatique de l'angle cervico-diaphysaire et qui constitue le moteur de la croissance inégale en longueur, a été automatiquement éliminée en deux ans par le principe de construction du squelette. Ainsi la sollicitation physiologique du cartilage épiphysaire a été restaurée.

Résumé

L'anamnèse du cas, de même que son observation et l'évolution des modifications radiologiques concordant avec l'analyse de la sollicitation mécanique sont un exemple et une preuve des faits suivants.

1. Lors de la sollicitation en flexion surajoutée à celle en compression, les contraintes du côté comprimé sont toujours plus élevées que du côté tendu car du côté comprimé c'est la somme des deux types de contraintes qui agit, du côté tendu c'est leur différence.

2. L'apposition et la résorption de tissu osseux sont dirigées par la grandeur des contraintes. Elles sont d'autant plus importantes que les contraintes réelles sont plus grandes ou plus petites que la «contrainte idéale» pour laquelle apposition et résorption de tissu osseux s'équilibrent au cours du remaniement continuel de l'os.

3. Dans le cartilage épiphysaire sollicité normalement en compression pure, l'addition d'une sollicitation en flexion entraîne une croissance plus forte du côté comprimé où agissent les plus grandes contraintes. Ceci entraîne automatiquement l'élimination de la sollicitation en flexion surajoutée.

Littérature

Papadopulos, J. S., A. Hofmann: Das periostale Wachstum, Hauptmittel zur funktionellen Anpassung des Schenkelhals-Schaftwinkels (CCD-Winkel). Arch. orthop. Unfall-Chir. 73 (1972) 33.

Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin 1965.

Pauwels, F.: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. Z. Orthop. 111 (1973) 681.

Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer, Berlin 1973.

Pauwels, F.: Über die Bedeutung der Markhöhle für die mechanische Beanspruchung des Röhrenknochens. Z. Anat. 145 (1974) 81.

22. De l'effet remodelant de l'adaptation fonctionnelle de l'os *

Avec 5 figures

Fondamentalement, trois facteurs sont responsables de l'effet remodelant de l'adaptation fonctionnelle de l'os. Ils seront brièvement analysés en utilisant l'exemple du fémur. Il s'agit:

1. du mode particulier de la sollicitation mécanique de l'os;
2. de la réaction du tissu osseux à la grandeur de la sollicitation mécanique;
3. de l'effet qu'exerce la structure de l'os, composé d'une corticale et d'une cavité médullaire, sur le mode de sa sollicitation.

1. La sollicitation mécanique de l'os

L'os est l'élément de construction principal de l'appareil moteur de l'homme. Il doit résister aux forces qui agissent sur lui et qui proviennent du poids du corps et de la tension des muscles et des ligaments. Comme les os sont articulés, ces forces sont donc transmises par les articulations.

En règle générale, l'os ne peut supporter une seule charge par l'intermédiaire d'une articulation mais bien la résultante d'au moins deux forces qui s'équilibrent au niveau de l'articulation. Lorsque l'os est articulé à ses deux extrémités, comme c'est le cas le plus souvent, il subit au moins trois forces dont une s'applique à lui-même (fig 1). La force de compression résultante ne correspond pas à l'axe de l'os et ne peut pas y correspondre parce que l'appareil de soutien est en même temps l'appareil moteur et que la force motrice doit agir sur l'os au bout d'un bras de levier plus ou moins long. Par conséquent, l'os n'est pas seulement sollicité en compression mais aussi et simultanément en flexion.

Lors de la sollicitation en flexion surajoutée à celle en compression, les contraintes

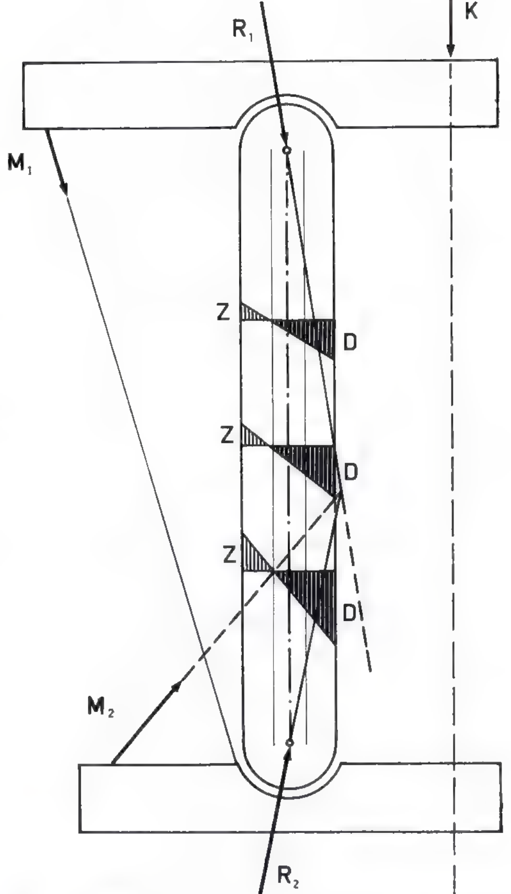


Fig. 1. Sollicitation en flexion d'une barre articulée à ses deux extrémités, servant de modèle à l'os tubulaire. *K* force transmise de l'extérieur (correspond au poids du corps); M_1 et M_2 forces de traction (correspondent aux muscles); R_1 et R_2 forces résultantes agissant sur l'articulation supérieure et sur l'inférieure. A trois niveaux différents, la distribution des contraintes est indiquée sous forme de diagrammes. *D* (hachures grasses) y signifie contraintes de compression, *Z* (hachures légères) contraintes de traction

* Anat. Anz. *139*, 213–220 (1976)

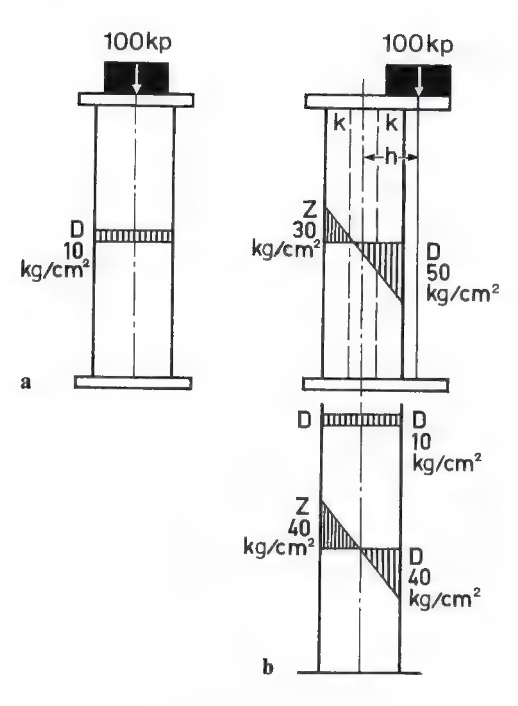


Fig. 2 a et b. Les contraintes globales se produisant dans la coupe transversale d'une colonne sollicitée en flexion par une force de compression se composent de contraintes de compression pure (*D* compression; colonne a) et de contraintes de flexion (*D* compression et *Z* traction; colonne b, schéma inférieur). La somme des deux entraîne une distribution inégale des contraintes (colonne b, schéma supérieur). Signification des autres signes: *k–k* limites du noyau de la colonne, *h* bras de levier de la force de flexion (charge de 100 kg)

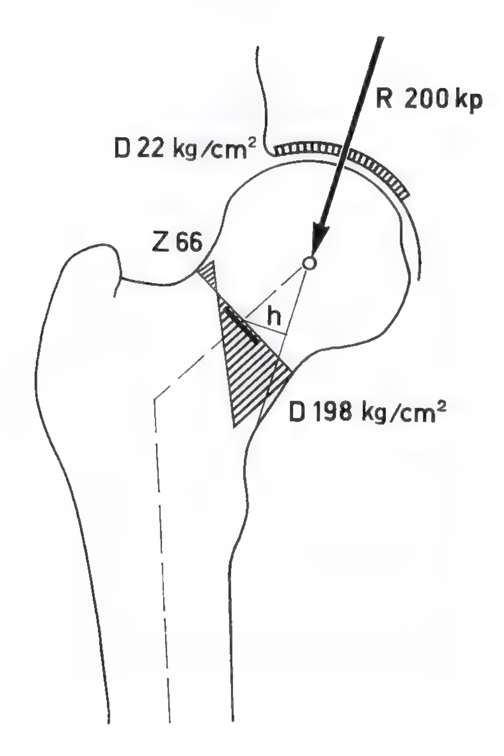


Fig. 3. Distribution des contraintes dans l'articulation de la hanche et dans le col fémoral. On suppose une résultante *R* de 200 kg agissant sur l'articulation de la hanche avec une inclinaison de 16° sur la verticale. Au niveau des surfaces articulaires agissent des contraintes de compression pure (*D*) qui sont réparties à peu près uniformément (voir la hauteur égale du diagramme des contraintes du «sourcil»). Au milieu du col, la force *R* agit au bout du bras de levier *h* et entraîne ainsi une sollicitation en flexion avec des contraintes de compression relativement élevées (*D*) du côté médial et des contraintes de traction plus petites (*Z*) du côté latéral. La petite barre noire dans le diagramme des contraintes indique le diamètre du «noyau» de la coupe transversale (pour l'explication de la composition du diagramme des contraintes, voir fig. 2)

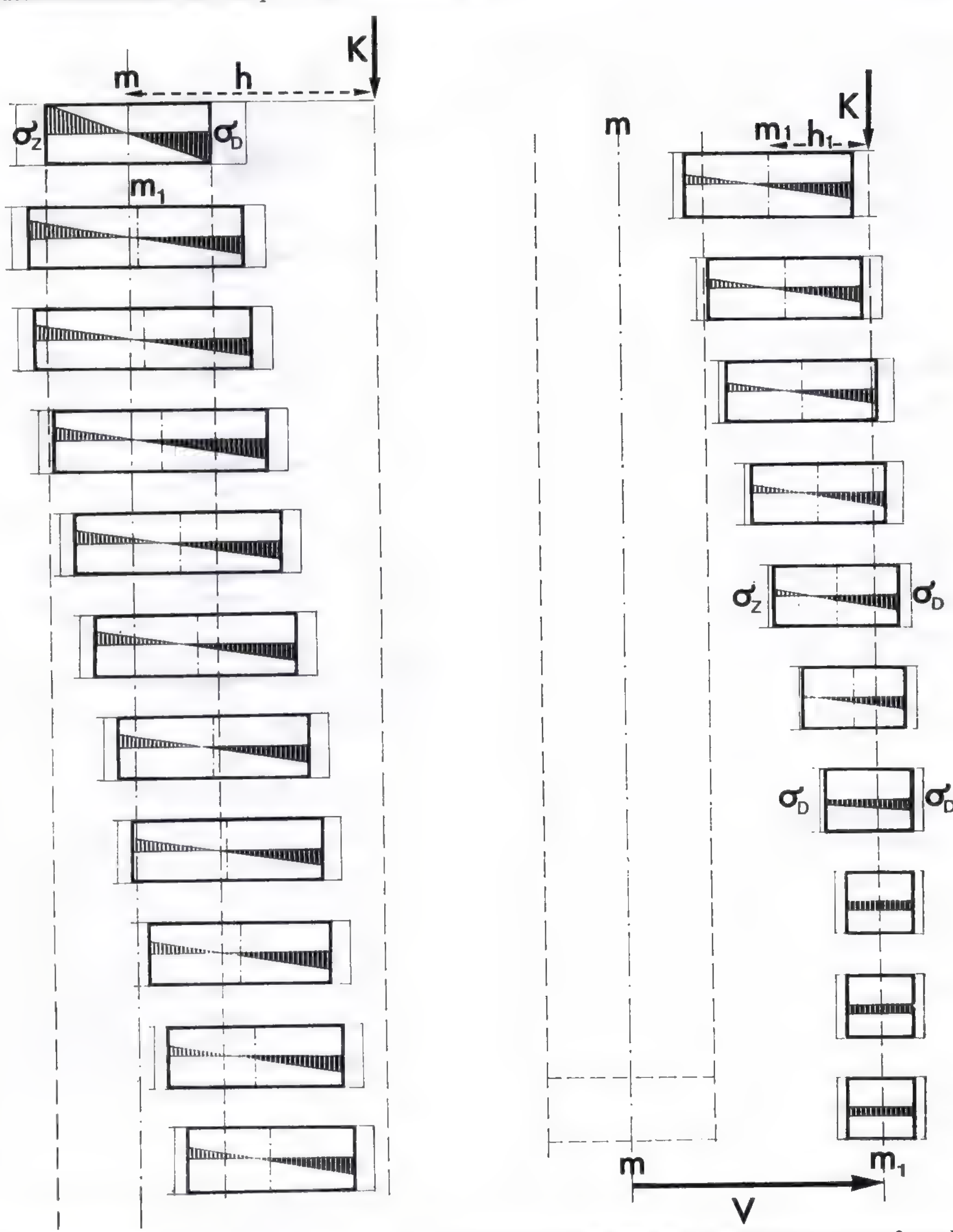


Fig. 4. Remaniement d'une barre osseuse massive sollicitée en compression et en flexion par une force *K* agissant au bout du bras de levier *h*. Du côté de la force de flexion se produisent des contraintes de compression σ_D, du côté opposé des contraintes de traction σ_Z. Où les contraintes dépassent la grandeur de la contrainte idéale, du tissu osseux se forme; où elles lui sont inférieures, du tissu osseux se résorbe. De cette façon, la barre osseuse modifie son épaisseur et, grâce à une apposition et une résorption différentes du côté tendu et du côté comprimé, elle déplace son axe central de m vers m_1. Ainsi le nouveau bras de levier h_1 devient de plus en plus court jusqu'à ce qu'il n'y ait plus que des contraintes de compression σ_D dans l'ensemble de la coupe. Ces contraintes de compression sont finalement partout les mêmes, lorsque l'axe central de la coupe correspond à la ligne d'action de la force *K* (dernier schéma, en bas à droite). La barre est alors sollicitée axialement en compression pure. Grâce à l'apposition et à la résorption inégales des deux côtés, l'axe s'est déplacé de m vers m_1 d'une distance totale *V*

sont toujours plus élevées du côté comprimé par la flexion que du côté tendu. Puisqu'il s'agit de contraintes longitudinales, du côté comprimé par la flexion les deux types de contraintes s'additionnent, du côté tendu par contre c'est leur différence qui agit (fig. 2, 3). Ce fait revêt une importance capitale pour l'action remodelante de l'adaptation fonctionnelle.

2. La réaction du tissu osseux à la grandeur de sa sollicitation mécanique

Durant toute la vie, l'os se remanie. Pour une grandeur bien déterminée des contraintes, désignée comme «contrainte idéale» la formation et la résorption de tissu osseux s'équilibrent. Si la contrainte réelle est plus grande ou plus petite que la contrainte idéale, respectivement l'apposition ou la résorption d'os prédomine. Si la grandeur de la contrainte réelle dépasse un seuil supérieur bien déterminé, une résorption pathologique de tissu osseux remplace l'apposition d'os. Le remaniement du tissu osseux est donc dirigé par la grandeur des contraintes.

3. La différence de remodelage due au principe de construction de l'os

Considérons une barre d'os massif. Puisque les contraintes sont toujours plus grandes du côté comprimé par la flexion que du côté tendu, il faut que du tissu osseux s'appose du côté comprimé, que du tissu osseux se résorbe du côté tendu. Le processus continue jusqu'à ce que la coupe transversale se soit déplacée vers la ligne d'action de la force, par remaniement asymétrique, et que des contraintes de compression de même grandeur se produisent des deux côtés. L'axe de l'os coïncide alors avec le centre de gravité de la coupe. La sollicitation en flexion surajoutée est éliminée et seule une compression axiale pure agit encore (fig. 4).

Le raisonnement conduit à la constatation surprenante que la structure trajectorielle du tissu spongieux (Roux, 1895) et sa réorientation lors d'une modification de sa sollicitation (J. Wolff, 1892), pour lesquelles ni Roux ni de nombreux anatomistes n'avaient pu trouver une explication satisfaisante au cours des cent dernières années, apparaissent comme le résultat obligé du principe de construction de l'os (Pauwels, 1973).

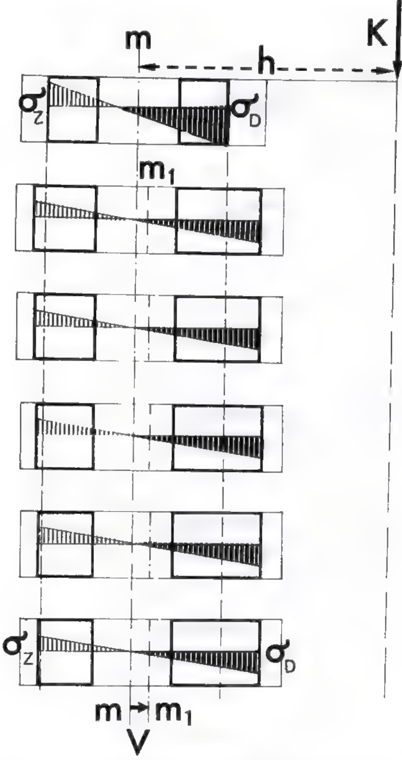


Fig. 5. Remaniement dans une coupe longitudinale d'un os tubulaire sollicité en compression et en flexion par une force *K* agissant au bout du bras de levier *h*. Ici aussi les contraintes de compression sont désignées par σ_D, celles de traction par σ_Z. Sous l'effet du même principe du remaniement admis pour la fig. 4, les deux parois du tube réagissent indépendamment l'une de l'autre. Par conséquent, l'axe central n'est déplacé que de *m* en m_1, soit d'une distance minime *V*. La sollicitation en flexion avec ses contraintes de traction (σ_Z) et de compression (σ_D) est maintenue. Finalement les deux parois opposées présentent une épaisseur différente.

4. L'importance de la forme tubulaire de l'os pour la sollicitation mécanique

Contrairement à ce qui se passe dans la coupe transversale massive d'une travée spongieuse, dans un tube, l'os tubulaire, les parties opposées de la corticale réagissent indépendamment l'une de l'autre à la grandeur de la contrainte en compression et en trac-

tion provenant de la sollicitation en flexion surajoutée. Ceci modifie l'épaisseur des parois corticales situées l'une en face de l'autre, parfois de façon considérable. Mais le bras de levier de la force de compression résultante, par rapport au centre de gravité de la coupe, reste essentiellement le même (fig 5).

Par conséquent, dans l'os tubulaire, contrairement à ce qui se passe dans la coupe massive de la trabécule d'os spongieux, la sollicitation en flexion surajoutée n'est pas éliminée par le principe de construction. La forme et la situation de l'axe osseux sont donc conservées. La fonction normale de l'appareil moteur en dépend.

Il s'agit d'une construction géniale de la nature. Le même principe de construction de l'os d'un côté entraîne l'orientation trajectorielle du tissu spongieux par élimination de la sollicitation en flexion surajoutée. Il en résulte une structure interne de l'os réalisée avec un minimum de matériau. D'un autre côté, simultanément, la flexion surajoutée n'est pas éliminée dans la totalité de l'os. Par conséquent, la forme de ce dernier et ainsi les bras de levier nécessaires à la mobilisation du membre sont maintenus. Ceci provient de ce que l'os est creux et de ce que, lors de la sollicitation d'un tube, la flexion surajoutée n'est pas éliminée par le principe de construction de l'os.

Littérature

v. Meyer, H.: Die Architektur der Spongiosa. Reichert u. Du Bois-Reymond's Arch. 1867, 615.

Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1965.

Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1973.

Pauwels, F.: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. Z. Orthop. *111*, 681–705 (1973).

Pauwels, F.: Über die Bedeutung der Markhöhle für die mechanische Beanspruchung des Röhrenknochens. Z. Anat. u. Entw.gesch. *145*, 81–85 (1974).

Roux, W.: Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen I. et II. Leipzig 1895.

Triepel, H.: Die trajektoriellen Strukturen. Bergmann, Wiesbaden 1908.

Wolff, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin 1892.

L'auteur a publié un atlas, dans lequel il décrit ses longues expériences de l'application de la biotechnique pour les opérations des hanches.

Ce livre représente une révolution dans la pensée orthopédique. Jusqu'ici l'orthopédie classique visait à restituer une anatomie aussi normale que possible dans le but de restaurer la fonction. Cette chirurgie entraînait bon nombre d'échecs parce que souvent les tissus pathologiques ne sont plus capables de supporter une sollicitation physiologique.

Pauwels s'attaque à la sollicitation mécanique. Il modifie celle-ci pour l'adapter aux tissus malades et pour en obtenir un effet biologique favorable, souvent au prix d'une forme anatomique différant de la normale.

Dans une première partie, l'auteur expose brièvement les notions de forces et de contraintes. Il explique l'influence des sollicitations mécaniques sur les tissus vivants. Il décrit ensuite la mécanique de la hanche normale. Un changement de l'angle cervico-diaphysaire entraînant une coxa vara ou une coxa valga modifie la grandeur et la qualité de la sollicitation mécanique du col fémoral, la grandeur de la sollicitation de l'articulation de la hanche. Ces conditions mécaniques différentes s'expriment par des structures différentes du col fémoral et par l'aspect du sourcil cotyloïdien. Ces notions de base sont exposées de façon didactique et illustrées par des exemples simples. Elles apparaissent évidentes même pour le lecteur le moins averti.

Dans la seconde partie, les principes mécaniques sont appliqués au traitement chirurgical de trois affections de la hanche, longtemps considérées comme incurables, la coxa vara congénitale, la pseudarthrose du col fémoral et la coxarthrose. A ces problèmes, l'auteur apporte des solutions logiques et originales. Il montre que les trois affections étudiées sont provoquées et entretenues par des sollicitations mécaniques de qualités différentes.

Conséquence d'une insuffisance d'origine congénitale, le col fémoral de la coxa vara congénitale s'infléchit même sous l'action de sa sollicitation physiologique en flexion. A cause de l'inflexion du col, le cartilage épiphysaire, normalement soumis à une compression pure, s'incline progessivement. En conséquence il est sollicité de plus en plus en flexion et en cisaillement, et sa croissance est perturbée. La pseudarthrose du col fémoral est provoquée et entretenue par le cisaillement et la coxarthrose par une grandeur et une distribution pathologiques de la pression articulaire.

La thérapeutique proposée par l'auteur attaque la sollicitation mécanique. Dans la coxa vara congénitale, la sollicitation en flexion du col fémoral doit être réduite largement en deça de sa grandeur normale de façon à éliminer les contraintes de flexion et de cisaillement exercées dans le col et le cartilage épiphysaire. Dans la pseudarthrose du col fémoral, le cisaillement doit être transformé en compression. Dans la coxarthrose, la pression articulaire doit être réduite. Lorsqu'il y a incongruence des contours de l'articulation, cette réduction n'est possible que par agrandissement de la surface portante de l'articulation.

Une thérapeutique causale de chacune des trois affections requiert donc une modification fondamentalement différente de la qualité et de la grandeur de la sollicitation mécanique. Il est étonnant qu'elle se réalise pour les trois par un changement de l'angle cervico-diaphysaire:
dans la coxa vara congénitale et dans la pseudarthrose du col fémoral par une ouverture bien déterminée,
dans la coxarthrose par une ouverture ou par une fermeture de cet angle, suivant que l'agrandissement de la surface portante de l'articulation, nécessaire à une réduction de la pression articulaire, s'obtient en tournant la tête fémorale dans son cotyle en dedans ou en dehors.

Pour les trois affections, le résultat opératoire dépend d'un dosage correct de l'ouverture ou de la fermeture de l'angle cervicodiaphysaire. Il n'y a donc pas de schéma opératoire type. Mais les principes biomécaniques permettant une préparation graphique exacte pour chaque cas particulier sont exposés en détail.

Le livre, illustré de 852 dessins et reproductions de radiographies, confirme le raisonnement théorique par des évolutions pré- et postopératoires s'étendant sur plusieurs dizaines d'années.

Il s'agit d'un ouvrage fondamental exposant de façon très simple les bases scientifiques, mécaniques et biologiques et la technique d'un traitement chirurgical original des trois affections de la hanche.

P. Maquet

Acta Orthop. Bel., 1974, 40, 342–343



Springer-Verlag
Berlin Heidelberg New York

F. Pauwels

Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte

Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie

1973. 305 Abbildungen in 852 Einzeldarstellungen. VIII, 276 Seiten
Gebunden DM 390,–; approx. US $ 214.50
ISBN 3-540-06048-0
Vertriebsrechte für Japan:
Igaku Shoin Ltd., Tokyo

F. Pauwels

Biomechanics of the Normal and Diseased Hip

Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment
An Atlas

Translated from the German by R. J. Furlong, P. G. Maquet

1976. 305 figures (in 853 separate illustrations). VIII, 276 pages
Cloth DM 390,–; approx. US $ 214.50
ISBn 3-540-07428-7

F. Pauwels

Biomécanique de la hanche saine et pathologique

Principes, technique et résultats d'une thérapeutique causale
Un atlas

Traduit par P. G. Maquet

1977. 305 figures, groupant 853 images.
X, 276 pages
Relié DM 390,–; approx. US $ 214.50
ISBN 3-540-08370-7



Springer-Verlag
Berlin
Heidelberg
New York

ISBN 3-540-09130-0
ISBN 0-387-09130-0